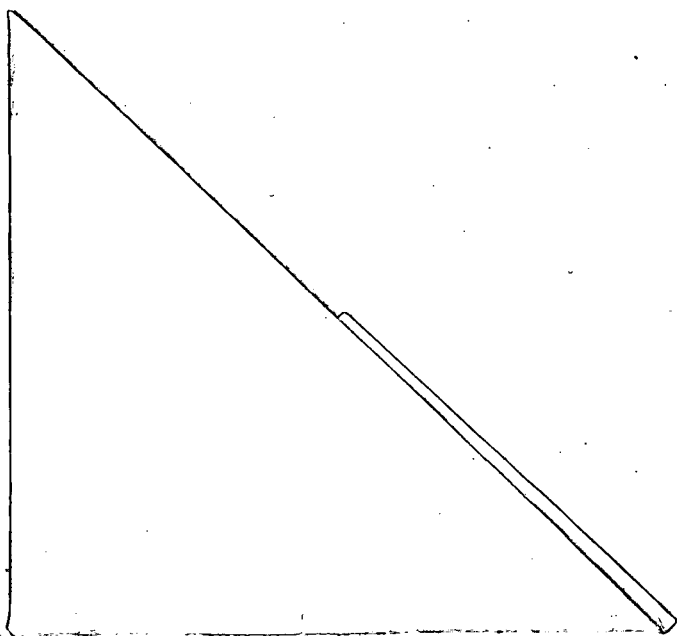


NEUMANN JÁNOS SZÁMÍTÓGÉPTUDOMÁNYI TÁRSASÁG
CSONGRÁD MEGYEI SZERVEZETE ÉS ORVOS-BIOLÓGIAI SZAKOSZTÁLYA

**Számítástechnikai és kibernetikai módszerek
alkalmazása az orvostudományban
és a biológiában**

10. KOLLOKVIUM

Szeged, 1980



SZÁMITÁSTECHNIKAI ÉS KIBERNETIKAI MÓDSZEREK
ALKALMAZÁSA AZ ORVOSTUDOMÁNYBAN ÉS
A BIOLÓGIÁBAN

A NEUMANN JÁNOS SZÁMITÓGÉPTUDOMÁNYI TÁRSASÁG
CSONGRÁD MEGYEI SZERVEZETE ÉS ORVOSBIOLÓGIAI SZAKOSZTÁLYA
SZEGEDEN, 1980. DECEMBER 2. ÉS 4. KÖZÖTT
TARTOTT KOLLOKVIUMÁNAK ANYAGA

SZERKESZTETTE

DR. MUSZKA DÁNIEL

DR. MADARÁSZ ISTVÁN



C 26773

SZTE Egyetemi Könyvtár



J000899309

E L Ő S Z Ó

Kötetünk az NJSZT Csongrád megyei Szervezetének és Orvosbiológiai Szakosztályának immár hagyományos rendezvényei sorában a *tizedik*, az 1980. december 1-4.-i szegedi kollokvium előadásait tartalmazza.

Az 1978 óta kétévenként sorra kerülő seregszemlén ez alkalommal is képviseltette magát csaknem minden munkacsoport, így a mostani kollokvium is hű keresztmetszetét adta a hazai orvos-biológiai alkalmazásoknak.

A kötet a rendkívüli időjárási körülmények miatt elmaradt előadásokat nem tartalmazza, ezért a terjedelme valamivel kisebb a korábbi évek átlagánál.

Szeged, 1981. május 12.

SZERKESZTŐ BIZOTTSÁG

A KOLLOKVIUM RÉSZTVEVŐI:

Angyal István
 Balázs Eltes András
 Baloghné Belicza Éva
 Barczikai Ildikó
 Bálint János
 Beliczay Katalin
 Benedek Szabolcs
 Berkes József
 Bères József
 Blasovszky Miklós
 B. Nagy András
 Boda Krisztina
 Bolla Marianna
 Bolyky János
 Bordás István
 Borókay Ferenc
 Bördén Péter
 Csendes Tibor
 Dr. Csernay László
 Dr. Csobán György
 Dr. Csobó Dénes
 Czeglédi Péter
 Dr. Dabóczi Ákos
 Elek György
 Fischer János
 Fülöp Miklósné
 Dr. Gábor Emilné
 Dr. Gál Katalin
 Dr. Ghyczy Kálmán
 Dr. Györi István
 Handk László
 Hannel Ervin
 Herczeg Annamária
 Horváth Gaudi István

Hörömpö Róbert
 Izsák János
 József Gábor
 Dr. Jávor András
 Kanyár Béla
 Karlóczi Miklós
 Dr. Kármán Miklós
 Kilárné Petrőczki Ágnes
 Kiss Miklós
 Kiss Péter
 Kiss Tamás
 Dr. Kóbor József
 Dr. Kobzos László
 Komlósi István
 Korányi László
 Korompai Klára
 Kovács Kálmán
 Köröштös Vince
 Dr. Kuba Attila
 Lengyel Tamás
 Leposa Dezső
 Lindeisz László
 Dr. Madarász István
 Dr. Maté Eörs
 Mester János
 Dr. Mezey György János
 Dr. Muszka Dániel
 Müller Henrik
 Naszodi László
 Nikodémusz Anna
 Papp Ákos
 Dr. Papp Ferenc
 Dr. Pejtsik Béla
 Pető Gábor

III

Pongrácz Ferenc

Ratkó István

Ruda Mihály

Dr. Simon Pál

Sipka Júlia

Dr. Srajber Benedek

Stomár Ede

Szepes Róbert

Szepesváry Pál

Dr. Széphalmi Géza

Szilágyi Nóra

Szöllősi Erzsébet

Szücs Marianna

Toperczel Ákos

Dr. Tóth György

Dr. Tóth Zoltán

Vargha Márton

Váraljai Tamás

Vegső László

Viszt Éva

Vörös Gábor

Wolff Tamás

Zay István

TARTALOMJEGYZÉK

ELŐADÁSOK	OLDAL
Bolla Marianna: Veleszületett rendellenességek közti kapcsolat megállapítása mátrixok szinguláris felbontásával	1
Kiss P., Kováts F., Naszlady A., Nemeskéri I.: Egy eljárás 3 dimenziós felület rekonstruk- ciójára 2 dimenziós felvétel alapján	9
Csendes T.: A prebiológiai chemoton számítógépes szimulációja	15
Regős L., Wolf T., Szilávik F., Antalóczy Z.: A "Budapest" számítógépes EKG diagnosztikai rendszer orvosi értékelése.	23
Korányi L., Köpp Mária: Vegetatív reakciók összeha- sonlítása frekvenciatartomány-beli adatreduk- cióval.	31
Pongrácz F., Szenté Magdolna: Szekvenciális hisztog- ram analízis alkalmazása az epileptikus egy- sejt működés modellezésében	43
Németh L., Horváth M., Hajduczki I., Kármán M., Kántor R.: EMG 666-ra adaptált ciklikus szív- funkció vizsgálati program	53
Kismarty-Lechner Ildikó, Viszt Éva: Biológiai analóg jelfeldolgozó laboratórium létrehozása TPA/I kisszámítógépen és használatának tapasztala- tai	63
Angyal I., Debreczeni L.: FFT program fejlesztése és orvos-biológiai alkalmazása mikropro- cesszoros jelalakanalizátorban.	71

Hannák L., Kovács K., Lengyel T.: A personal computerek alkalmazási lehetőségei a kórházi adatnyilvántartásban és egyéb egészségügyi területeken	77
Srajber B., Dabóczi Á. és mtsai: Országos fel- mérések multifaktoriális vizsgálatára készült programrendszer tapasztalatai . . .	85
Tóth Z., Pejtsik B., Kóbor J., Kláb J.: Baranya megye számítógépes terhesadat-nyilván- tartása	103
Csobó D., Tóth Z., Kóbor J.: Kisérlet az egész- ségügyi alapellátás tevékenységének szá- mitógépes értékelésére	111
Izsák J., Juhász-Nagy P.: Halálozási diverzitás korcsoportok és nemek szerinti vizsgálata. .	127
Simon P.: Az egészségügyi szolgálat alapellátási tagozatának vezetés és betegorientált szá- mitógépes információs rendszere.	137
Balogné Belicza Éva, Csobán Gy., Jékel P.: Egészségügyi operációkutatást segítő számítógépes eljárás	145
Ratkó I., Gömör B.: Öröklődés kockázatának számi- tása multifaktoriális modell esetén adott jellemző ismeretében	153
Kóbor J., Csébfalvi Gy., Tóth Z., Pejtsik B., Bédi Gy., Hasitz S.: Alacsony súlyú ujszű- löttek feltételezett kockázati tényezőinek számítógépes elemzése.	163
Tóth Gy., Prugberger L., Andits T., Weigl M.: A naptevékenység és a myocardialis infarctus összefüggésének vizsgálata számítástechnikai módszerrel	173

VI

Tóth Gy., Nowinszky L., Járfás J.: Az éjszakai környezeti megvilágítotttság kiszámítá- sának módszerei növényvédelmi prognosz- tikai célokra	183
Nowinszky L., Tóth Gy., Szabó S., Ekk I., Kiss M.: Fénycsapdás rovargyűjtést módosító idő- járási és kozmikus tényezők együttes ha- tásának vizsgálata többváltozós módszerekkel. .	195
Borókey F., Gál Katalin, Szabó A.Sz., Tóth K.: Egy kórházi osztály on-line információs rendszerének több éves tapasztalatai.	205
Balázs Éltés A., Váraljai T., Fedina L., Juhász I.: A CHRONOS krónikus-beteg köve- tő számítógépes információs rendszer fela- data és klinikai kutatási szolgáltatásai . . .	213
Váraljai T., Balázs Éltés A., Horváth B., Fedina L.: A CHRONOS rendszer bizonylatai és be- teggondozási szolgáltatásai	221
Bordás I., Kovács S., Jávör A., Vesztergombi Zsu- zsanna: Számítógépes biokémiai laboratóri- umi rendszer s székszárdi kórházban	231
József G.: Daganatok kobaltbesugárzásának optima- lizálása	241
Keleti Julia, Révész T., Kilárné Petróczki Ágnes, Molnár Anna, Vargha M.: A gyermek-leukémia nyilvántartó és elemző rendszer működteté- sének tapasztalatai	251
Miller J., Naszódi L., Szepesváry P.: Radio-im- munoanalitikai /RIA/ vizsgálatok néhány tervezési és pontossági kérdése	255

MTA Számítástechnikai és Automatizálási Kutató Intézete

Veleszületett rendellenességek közti kapcsolat megállapí-
tása mátrixok szinguláris felbontásával

Bolla Marianna

Bevezetés

Jelen előadás az NJSZT 1978-as szegedi kollokviumán Bolla M., Czeizel E., Telegdi L., Tusnády G.: "Többszörös veleszületett rendellenességek statisztikai vizsgálata" címmel elhangzott előadásához kapcsolódik. A feladat ujszülöttek veleszületett rendellenességei közti kapcsolat megállapítása volt. A minta a Magyarországon 1970-76. között született $N = 1\,186\,742$ ujszülöttről állt és $n = 40$ féle rendellenességet figyeltek meg rajtuk.

Egy olyan, a többdimenziós normális eloszláson alapuló küszöbmodellt ismertettünk, amelynek lényege, hogy a rendellenességek egyszeres $(0_T(i))$ és páros $(0_T(i,j))$ előfordulásai egyértelműen meghatározzák a többszörös eseteket. U_i jelölje A_i az i -edik rendellenességet és L_i a hozzá tartozó háttérváltozót /hajlamot/; tegyük fel, hogy ezek standard normális eloszlású valószínűségi változók /vsz.v./ R kovarianciamátrixszal. A küszöbmodell szerint egy $G \subset \{A_1, A_2, \dots, A_n\}$ rendellenességkombináció bekövetkezésének valószínűsége:

$$P(G) = P(L_k \geq T_k, A_k \in G) \quad [1]$$

ahol T_k küszöbök az egyes rendellenességek populációs

gyakoriságából határozhatók meg. A rendellenességek

$\Sigma = (\rho_{ij})_{i,j=1}^n$, empirikus korrelációs mátrixát az

$$N \cdot P(L_i \geq T_i, L_j \geq T_j) = O_T(i, j), \quad 1 \leq i < j \leq n \quad [2]$$

összefüggésekből becsültük.

A többdimenziós normális eloszlásra vonatkozó sorfejtéssel azt találtuk, hogy a modell egészen jó illeszkedést mutat a kettőnél több rendellenességet tartalmazó kombinációk esetén. Így a rendellenességek strukturája a Σ empirikus korrelációs mátrix strukturájának elemzésén alapszik. Ennek legkézenfekvőbb módszere a faktoranalízis.

Faktoranalízis

L_i -ket közelíteni akarjuk $k < n$ számú független, standard normális eloszlású valószínűségi változók lineáris kombinációjával. Jelölje ezeket $\underline{f} = (f_1, \dots, f_k)$ és legyen $\underline{L} = (L_1, \dots, L_n)$! A modell:

$$\underline{L} = \Lambda \underline{f} + \underline{e} \quad [3]$$

ahol Λ $n \times k$ -as mátrix, $\underline{e} = (e_1, \dots, e_n)$, független komponensű, normális eloszlású vsz.v.v., \underline{f} a faktorokat, \underline{e} pedig a változók egyedi részét és a mérési hibákat tartalmazza. Mivel e_i -k függetlenek, a rendellenességek közti kapcsolatok faktortérbeli vetületeikkel interpretálhatók, melyet Λ oszlopai feszítenek ki, mint bázisvektorok. A feladat mátrixelméleti ekvivalense Σ -nak.

$$\Sigma = \Lambda \Lambda' + \Phi \quad [4]$$

alakú felbontása, ahol Λ $n \times k$ -as k -adrangu mátrix, Φ

pedig $n \times n$ -es diagonális mátrix, diagonálisában pozitív elemekkel.

A [4] mátrixegyenletet maximum likelihood módszerrel oldottuk meg, ahol a likelihood függvény logaritmusát

$$-\frac{N}{2}[\log |R| + \text{tr}(\Sigma R^{-1})] - \frac{Nn}{2} \log(2\pi) \quad [5]$$

maximalizáltuk azzal a mellékfeltétellel, hogy $\Lambda \Psi^{-1} \Lambda$ diagonális mátrix.

Rögzített Ψ mellett Λ -ban, majd a kapott Λ rögzítése esetén Ψ -ben minimalizáltunk. Az eljárást többször megismételve egy *iteratív* algoritmust kapunk, ahol kezdőértékeknek $\Psi^{(0)}$ diagonálisában az $1 - \frac{1}{\sigma_{ii}}$ értékeket választottuk, ahol $(\sigma^{ij})_{i=1, j=1}^n = \Sigma^{-1}$ /ami éppen az

i -edik változónak a többivel vett többszörös korrelációs együtthatója. A minimalizálás során a parciális determinántakat 0-vá téve, $\Psi^{(i)}$ ($i = 0, 1, \dots, M$) rögzítése esetén $\Lambda^{(i+1)}$ -re a következő megoldást kapjuk:

$$\Lambda^{(i+1)} = \Psi^{(i)^{1/2}} \Omega(\Theta - I)^{1/2} \quad [6]$$

ahol Θ tartalmazza $\Psi^{(i)^{-1/2}} \Sigma \Psi^{(i)^{-1/2}$ szinguláris értékeit nagyság szerint csökkenő sorrendben, Ω pedig a hozzájuk tartozó normált s.v.-okat.

$$\Psi^{(j+1)} = \text{diag}(\Sigma - \Lambda^{(j)} \Lambda^{(j)'})', \quad j = 1, \dots, M-1 \quad [7]$$

ahol $\text{diag}(A)$ az A mátrix fődiagonálisát tartalmazó diagonális mátrix.

Az iterációs lépések során k értéke természetesen változik /esetünkben csökkent/. [6]-ban egy mátrix szingu-

lárís felbontását végezzük el, az egyes főkomponenseket egymás után leválasztva. Ott a megállási kritérium az, hogy az egyes változók kommunalitásai meghaladjanak egy bizonyos $1-\epsilon$ szintet, ahol $0 < \epsilon < 1$ előre adott konstans. Ezenkívül minden egyes iterációban vizsgáljuk a

$$\sum_{i=1}^{n-1} \sum_{j=i+1}^n \frac{[O_T(i,j) - N \cdot p_k(i,j)]^2}{N \cdot p_k(i,j)} \quad [8]$$

likelihood alakulását is, ahol $p_k(i,j)$ A_i és A_j együttes előfordulásának valószínűsége a k faktoros modellben, és az A_i, A_j közötti korreláció faktormodellbeli értékéből számolható, ami

$$\sum_{\ell=1}^k \lambda_{i\ell} \lambda_{j\ell} \quad (1 \leq i < j \leq n). \quad [9]$$

Az iterációs lépések M számát idő- és hibakorlátok mellett még az a - konkrét feladatból vett - mellékfeltétel is meghatározza, hogy a [8] likelihood értéke kisebb legyen, mint az

$$\frac{n(n+1)}{2} - [nk - \frac{k(k-1)}{2}] \quad [10]$$

szabadsági fokú χ^2 0,95-ös szignifikanciaszinten.

Mátrixok szinguláris felbontása

Az előbbi iteráció minden egyes lépésében szükség volt egy szimmetrikus mátrix szinguláris felbontására. Tegyük fel, hogy a mátrixnak nincsenek 0 sajátértékei, hiszen akkor az eredmények már egy alacsonyabb dimenziós térben is interpretálhatók. Ha mátrixunk nem pozitív definit, a szinguláris értékek nem egyeznek meg a sajátér-

tékekkel, hanem azok abszolút értékével. A szimmetricitás miatt azonban a bal- és jobboldali sajátvektorok esetleges (-1) -es szorzótól eltekintve egyenlők.

Tegyük fel továbbá azt is, hogy a szinguláris értékek különbözőek; ugyanis egyenlő szinguláris értékek esetén a sajátvektorok szabadon választhatók egy - a multiplicitással egyenlő dimenzióju - altéren belül.

Legyen tehát A valós, szimmetrikus mátrix $\delta_1 > \dots > \delta_n > 0$ szinguláris értékekkel. Akkor A /a sajátvektorok irányát rögzítve/ egyértelműen előáll

$$A = U' \Delta V \quad [11]$$

alakban, ahol Δ jelenti a szinguláris értékeket -, U a hozzájuk tartozó sajátvektorokat, V pedig ezek ± 1 -szeresét oszloponként tartalmazó mátrix.

A hatványiteráció-, illetve inverz hatványiteráció módszerénél, /ami a sajátértékek és sajátvektorok direkt meghatározását célozza/, esetünkben sokkal gyorsabbnak bizonyultak azok a módszerek, amelyek az eredeti mátrixot egyszerűbb alakra hozzák hasonlósági transzformációval.

Szimmetrikus mátrixok esetén a kontinuáns alakra hozás sokkal gyorsabbnak bizonyult a Hessenberg-féle alakra hozásnál. Az előbbi mátrix sajátértékeit az un. Gersgorinkörökön belül lokalizáltuk, majd a Sturm-tétel segítségével, intervallumfelezéssel teljesen behatároltuk őket. A második esetben a kapott Hessenberg-féle mátrixon QR-transzformációt hajtottunk végre. Megfelelő eltolások alkalmazásával az eljárás gyorsan konvergált.

A korrelációs mátrix szinguláris értékei

1.	10.8831	21.	0.7658
2.	2.9414	22.	0.6735
3.	2.2750	23.	0.6542
4.	1.9341	24.	0.6469
5.	1.8732	25.	0.6069
6.	1.6608	26.	0.5659
7.	1.6184	27.	0.4978
8.	1.5719	28.	0.4018
9.	1.4412	29.	0.3720
10.	1.3171	30.	0.3556
11.	1.2832	31.	0.2946
12.	1.1964	32.	0.2744
13.	1.1697	33.	0.2568
14.	1.0732	34.	0.2424
15.	1.0328	35.	0.1799
16.	0.9767	36.	0.1360
17.	0.8813	37.	0.0911
18.	0.8799	38.	0.0895
19.	0.8478	39.	0.0243
20.	0.8235	40.	0.0233

Programfuttatási tapasztalatok

A programokat az MTA SZTAKI CDC 3300-as számítógépén futtattuk. Az összehasonlításban problémát okozhat, hogy az első módszerre FORTRAN, a másodikra pedig SIMULA programot alkalmaztunk. Az első módszer időigénye 39, utóbbié 71 sec volt. A szinguláris értékek 10^{-4} , a sajátvektorok pedig 10^{-3} pontossággal megegyeztek. /Lásd I. táblázat./

A konkrét feladatra konstruált likelihood alapján 13 szignifikáns faktort találtunk. Az első faktorhoz tartozó faktor-szkórok nagyságrendileg megfelelnek az egyes rendellenességek gyakoriságának a beteg populációban. Így az első faktort lehetne az "immungyengeség" faktorának nevezni, a többi faktornak nem tudtunk ilyen szemléletes jelentést tulajdonítani.

Általában is elég nehéz előzetes hipotézisek nélkül végrehajtott faktoranalízis eredményeit interpretálni. Eddig nálunk a faktoranalízis inkább dimenziócsökkentési és struktúraegyszerűsítő eljárásként szolgált, ami lehetővé teszi nagyszámu függő változó kevesebb függetlennel való helyettesítését és így többdimenziós valószínűségek gyors, tömeges kiszámolását. Ha lesznek előzetes feltételezéseink a faktorok jelentésére vonatkozóan, próbálkozni fogunk szelektív faktoranalízissel is.

Irodalomjegyzék

- (1) Bolla M., Czeizel E., Telegdi L., Tusnády G.: Többszörös veleszületett rendellenességek statisztikai vizsgálata. NJSZT 9. Kollokvium, Szeged, 1978.
- (2) Noble: Applied linear algebra, Prentice Hall, Inc. Englewood Cliffs, New Jersey.

- (3) Anderson, T.W.: An introduction to multivariate statistical analysis. New York, 1958, John Wiley and Sons.
- (4) Tusnády G., Csiszár A., Telegdi L., Czeizel E., Bolla M.: Statistical study of the multiple congenital malformations in Hungary, 1970-76, Transactions of the VIII Prague Conference on Information Theory, Statistical Decision Functions, Random Processes, Volume 8, 301-308.

Országos Korányi TBC és Pulmonológiai Intézet és
MSZMP KB Társadalomtudományi Intézete

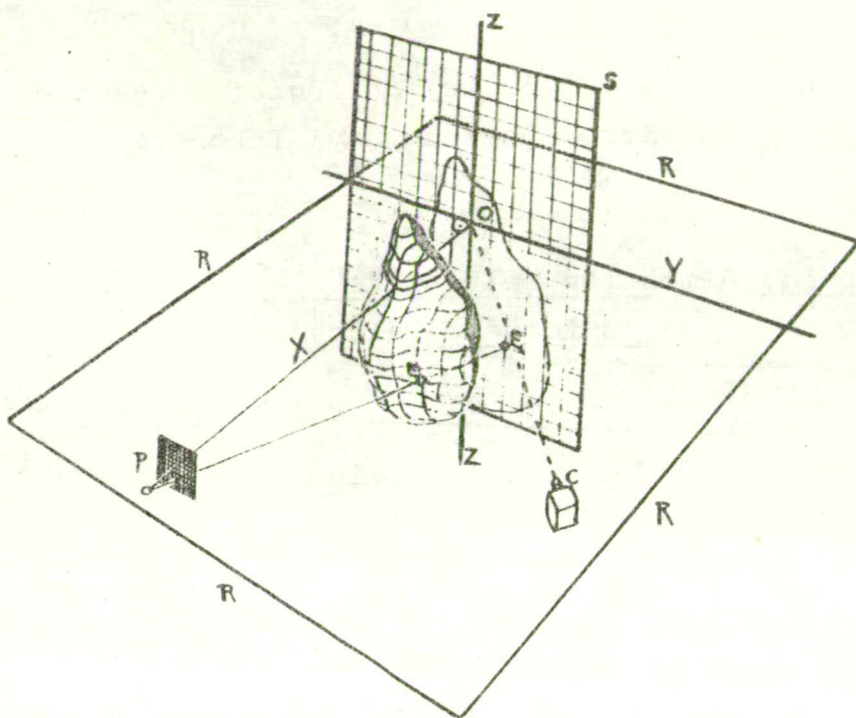
Egy eljárás 3 dimenziós felület rekonstruálására 2 dimen-
ziós felvétel alapján

Kiss Péter, Kováts Ferenc jr., Naszlady Attila,
Nemeskéri István

Az Országos Korányi Tbc és Pulmonológiai Intézetben évek óta folynak légzésmechanikai kutatások. E vizsgálatok objektivitásának fokozását nagymértékben elősegítik azok az eljárások, amelyek lehetővé teszik a mellkas alakváltozásának mérését anélkül, hogy a mérőeszköz fizikai kontaktusba kerülne a testtel. Másként szólva, egy szabálytalan felület időbeli változását kell leírni optikai eszközökkel. Ebből a célból egy új egyszerű eljárást kezdtünk kidolgozni.

Az eljárás elemei láthatók az 1. ábrán. A P pontban helyezkedik el egy fényforrás, megfelelő lencserendszerrel, amely egy rácsot vetít a megfigyelt tárgy felületére. A tárgy mögötti S síkban a vetítő sugárnyaláb tengelyére merőleges ernyő helyezkedik el, amelyre a vetítetthez hasonló rácsot festettünk. A vetítőt az ernyőtől olyan távolságra helyezzük el, hogy a két rács fedésbe kerüljön. Ilyen módon, bár a tárgy árnyékot vet az ernyőre, a PE fénysugár metszéspontját az S síkkal mégis ismerjük. Az O pontból indulnak az X, Y, Z derékszögű koordináta-rendszer pozitív féltengelyei az ábrán látható módon. Ebben a koordináta-rendszerben a felület egy tetszőleges rácspontján áthaladó vetítő egyenes egyenlete meghatároz-

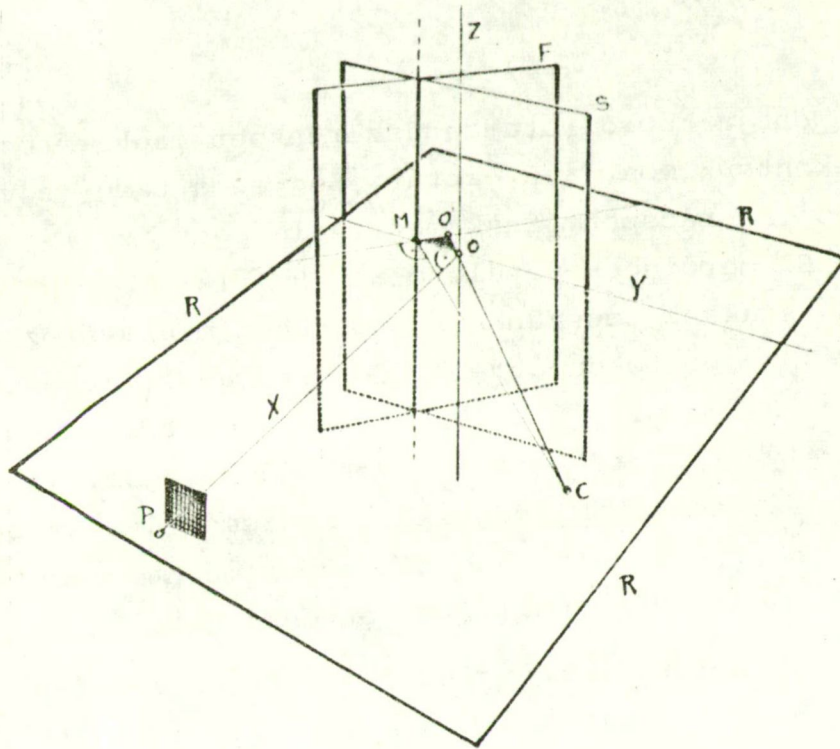




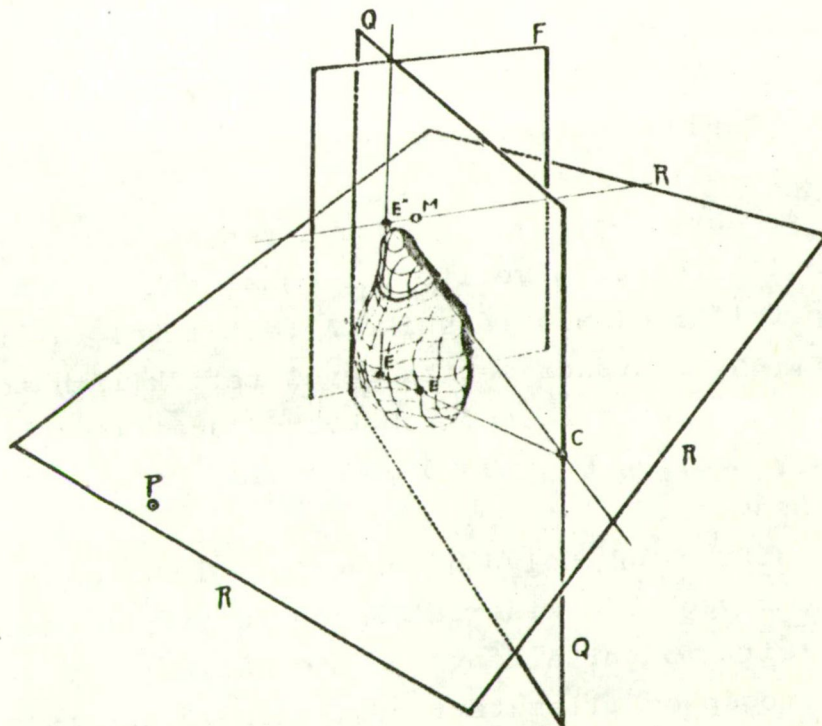
1. ábra

ható, mivel a P pont és az egyenes S sikkal vett metszéspontjának koordinátái ismertek. A C -vel jelölt pontban egy fényképezőgépet helyezünk el.

Kövessük meggondolásunkat a 2. ábrán. Fényképezőgépünk objektívjének optikai tengelye az S síkot az M pontban metszi és a tengelyt az R sík tartalmazza. Készítsünk felvételt a géppel a tárgyra vetített rácshálóról és képzeljük ezt a képet a C pontból az F síkra vetítve úgy, hogy a vetített képen a rácspontok távolsága megfeleljen a festett rács eredeti méreteinek. Az S és F síkok metszéspontján állapítsuk meg a nagyítás mértékét. A P és a C pontok, továbbá az MO' távolság ismeretében meghatározható az MO szakasz hossza. Ez egyben azt jelenti, hogy a fénykép segítségével az F sík bár-



2. ábra



3. ábra

melyik pontja koordinata-rendszerünkben meghatározható.

Tekintsük most a 3. ábrát. Legyen a tárgy egy tet-szőleges E rácspontjának megfelelő pont az F síkon E' , az E' merőleges vetülete az R síkra pedig E'' .

Az $E''M$ szakasz hosszának ismeretében meghatározható a C, E, E', E'' pontokon átmenő Q sík, amely merőleges az R síkra. A Q sík és a PE egyenes metszéspontja az E pont, amelynek koordinátáit ilyen módon meghatároztuk. A felületi rácspontok mindegyikére megismételve az eljárást, ezen pontok helye hasonló módon meghatározható.

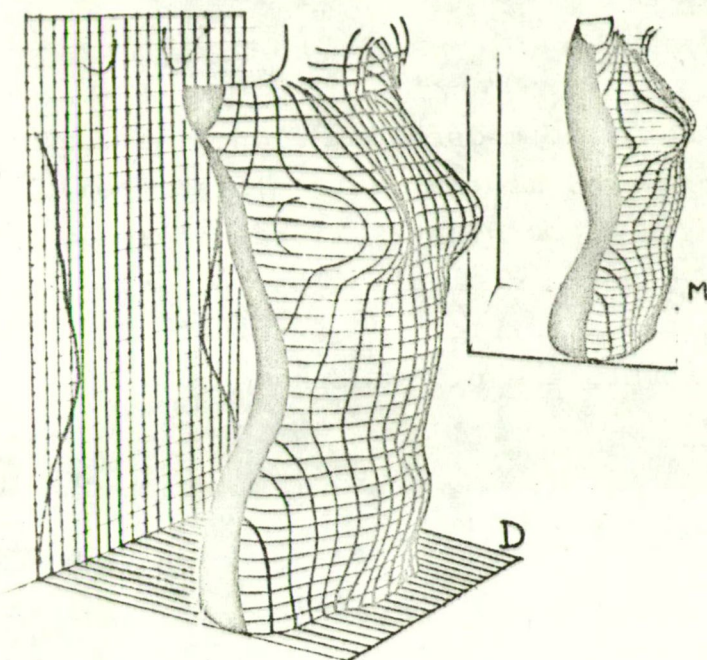
Két megjegyzést kell itt tennünk:

1. Egyszerűbb lett volna a Q sík helyett a CEE' egyenest használnunk, azonban a gyakorlati kivitelezés-nél nagyon valószínű olyan pontatlanság, hogy a térben a CEE' egyenes elkerüli a PE egyenest.

2. A fényképezőgép optikai tengelyét azért nem vá-lasztottuk úgy, hogy az O ponton haladjon át - a geo-metriai felépítés így egyszerűbb lett volna - hogy a fényképezőgép beállítását ne korlátozzuk a függőleges tengely körül a C pontban, és így a fényképen minden szükséges rajta lehessen.

A 4. ábrán egy szobor képe a fényképezőgép perspek-tívájából látható. A vetített rácshálónak csak a fényké-pezőgép felőli oldala látszik. A test által takart rácspontokat egy siktükör segítségével tettük láthatóvá a képen, és így ezen rácspontok koordinátái is meghatároz-hatók egy némileg különböző geometriai konstrukció fel-használásával.

Konstrukciónk helyességének igazolására kísérletet hajtottunk végre. A kísérlet során fényképet készítettünk a fent leirt módon. A fénykép információit egy HP 9830-as kissozámítógéphez illesztett digitalizáló segítségével rögzítettük. Ezután a konstrukció alapján analitikus geo-



4. ábra

metriai eszközökkel meghatároztuk a felületi rácspontok koordinátáit. Az így nyert koordinátákat koordináta transzformációval különböző perspektívákból kirajzoltattuk a számítógéphez kapcsolt plotter segítségével.

A kísérletek nem vezettek teljesen kielégítő eredményre, elsősorban a használt fényképezőgép lencséjének torzítása miatt. Az eredmények mégis biztatók és azt mutatják, hogy az eljárás használható lesz a kívánt célra. Nagy előnye, hogy igen egyszerű eszközökkel végezhető, ellentétben a holográfián, sztereofotogrammetrián vagy a De Moivre interferencián alapuló eljárásokkal. Módszerünk ellenőrzésére az említett módszerek valamelyikével végzett párhuzamos vizsgálatokat is felhasználunk majd.

Kidolgozás alatt álló módszerünk előnye nemcsak az, hogy eszközigénytelenebb, mint a fent említett bonyolultabb eljárások. Mivel a koordináták kiértékeléséhez szükséges idő lényegében a digitalizálás időtartamával egyenlő, lehetőség van a felület idő szerinti változásának, mozgásának a követésére pl. videokamerával vagy fényképsorozatokkal.

Irodalomjegyzék

- (1) F. Kováts jr., P. Kiss, A. Naszlady, I. Nemeskéri:
Morphometry of the Breathing Movements
of the Trunk a dynamic, double view
photogrammetry technic. XXVIII. Int. Con-
gress of Physiological Sciences, Buda-
pest, 1980.
- (2) Hajós Gy.: Bevezetés a geometriába, Tankönyvkiadó.

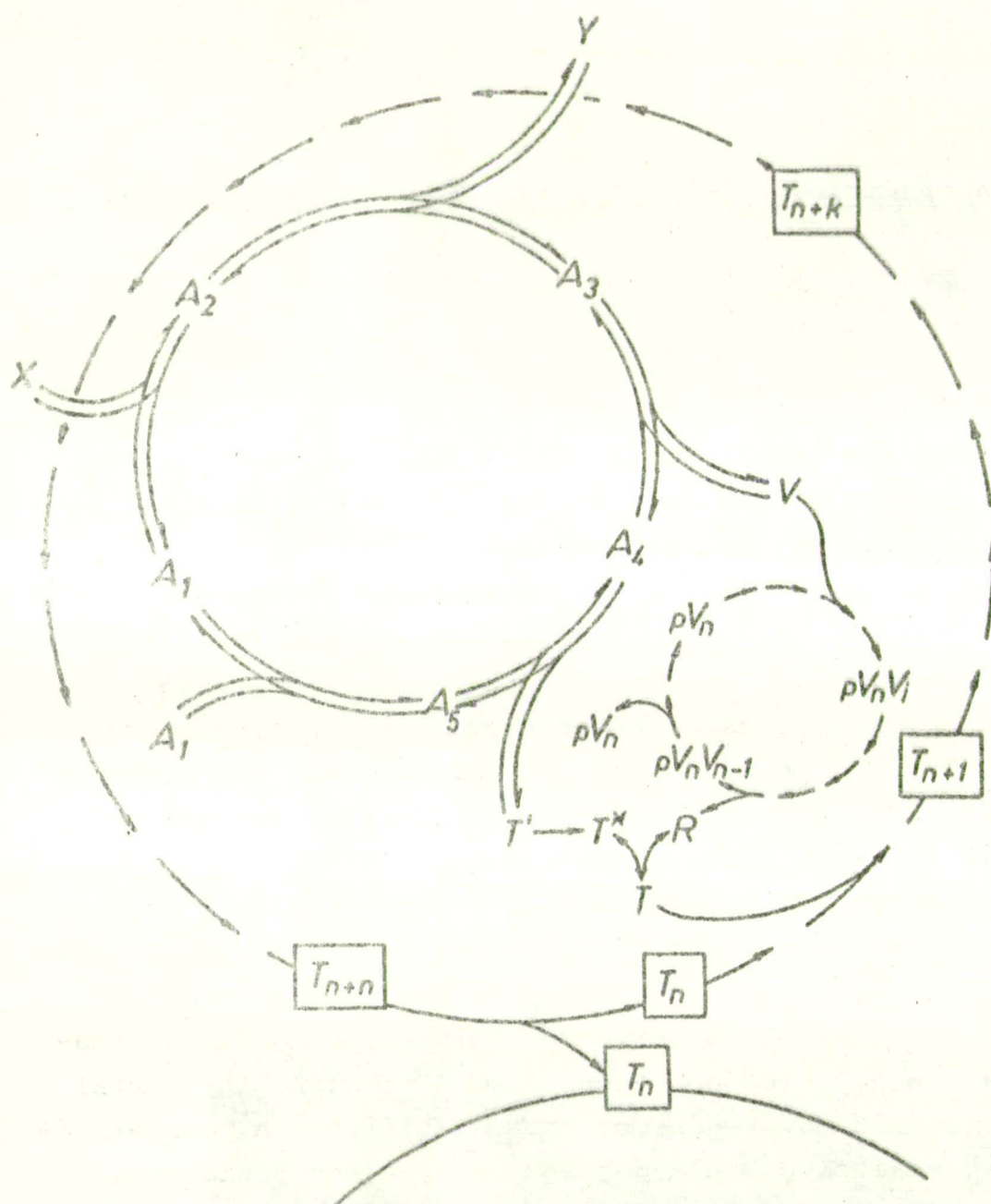
JATE Kibernetikai Laboratórium

A prebiológiai chemoton számítógépes szimulációja

Csendes Tibor

A chemoton a Gánti (1),(2) által definiált minimál-élőrendszer, absztrakt elméleti biológiai modell. Ugy képzelhetjük el könnyen, ha egy egyszerű egysejtüől elhagyjuk mindazt, ami nélkül még élő maradhat. Így kiesik az enzimrendszer is. Végül egy autokatalitikus kémiai körfolyamatot, egy információhordozó polimerizálódott szálat, és egy az egészet magába foglaló membránt kapunk. Mindezek az alrendszerek természetesen funkcionálisan összefüggők, például a körfolyamat termeli a membrán és a szál alapanyagát. A chemoton működésének magyarázatához az 1. ábrán látható sémát szokás alkalmazni.

A nagybetűk egy-egy belső anyagot jelölnek. A_i a körfolyamat eleme, X a tápanyag, Y a salakanyag, és V a szál alapanyaga. Miközben V ül le a szála, R hasad le róla, ami a körfolyamatban képződő T' -vel reagálva T -t ad - és ebből épül fel a membrán. Így a szál és a membrán növekedése szorosan összefügg. A polimerizálódott szál olyan tulajdonsága, hogy a két párhuzamos lánc az oldószer hőmozgása hatására időnként kissé felnyílik /lélegző mechanizmus/. Ha V koncentrációja /ami anyagmennyiség per térfogat/ elég nagy, akkor nagy annak a valószínűsége, hogy egy V molekula kötődjön a felnyílt szála, és bizonyos ideig ott is maradjon. Ezalatt a szál nem tud visszazáródni, és a lemásolás gyorsan végbemehet. Mivel az első /inicializáló/ lépéshez képest az



1. ábra

utána következő láncnövelő lépések gyorsak a tapasztalat szerint, így a reakció irreverzibilisnek tekinthető.

Ezek után a chemoton működését úgy képzelhetjük el, hogy az autokatalitikus kémiai körfolyamat /a "kémiai motor"/ fölszaporítja az összes belső anyagot - ez addig tart, amíg a V koncentrációja az említett kritikus V értéket meg nem haladja. Ezután a kémiai motor tovább működik, de közben a fölhalmozódott V mennyiség leül a pVn-re, a polimerizálódott szálra. Eközben az R-ből épp annyi keletkezik, amennyi V kellett a szál lemásolásához. Ezekkel aztán a fölhalmozódott T'-k T-vé reagálnak, amik beépülnek a membránba. Az autokatalitikus kémiai körfolyamat közben megkettőzte a belső anyagok mennyiségét. A T beépülése miatt a membrán felülete is megduplázódott. Kétszeres felület esetén azonban a gömbalaku test térfogata nem kétszeres lesz - így az ozmotikus nyomás hatására a membrán betüremkedik, és a chemoton kettéosztódik. Ezután az egész működés hasonló módon újra kezdődik.

Ennek a strukturának realizációja az Ősléghőri körülmények között a Hidvégi (4) által megadott prebiológiai chemoton, melyben a fenti alrendszereket a formóz ciklus, Ősi RNS és imidazol alapu membrán képviseli. Ez a rendszer csak olyan szerves vegyületek jelenlétét igényli, amelyeknek spontán, abiogén keletkezése igazolt.

A matematikai modell alapja egy változó együtthatós nemlineáris közönséges differenciálegyenlet rendszer (3). Az



kémiai reakcióhoz a következő differenciálegyenlet rendszer tartozik:

$$\begin{aligned} \frac{d[A]}{dt} &= -k[A][B] + k'[C][D] \\ &\vdots \\ \frac{d[D]}{dt} &= k[A][B] - k'[C][D] \end{aligned} \quad [2]$$

Ha több ilyen kémiai reakcióból áll a hálózat, akkor a megfelelő előjelekkel ellátott tagok az illető jobboldalakhoz adódnak. A jelenlegi absztrakt modellben 14, a prebiológiaiban 95 dimenziós az állapottér. Mivel az analitikus megoldás általános paraméterezés esetén nem állitható elő elemi függvényekkel, így számítástechnikai eszközöket kell használni. A matematikai modellhez tartozik az a feltétel-, és algebrai műveletrendszer, amely a peremfeltételek figyelését, a térfogatszámítást és egyéb paraméterek /például a generációs idő/ meghatározását végzi.

A számítógépes program 4 részből áll: a főprogramból /FO/, és három szubrutinból /RUKUS, FUGGV, OUTP/. A főprogram specifikálja a kezdeti értékeket, a paramétereket, a modellezés feltételeit; az input-output műveleteket végzi, és felhívja a RUKUS rutint, ami a differenciálegyenlet rendszer megoldását szolgáltatja. Ez ehhez egy automatikus lépésköz-változtatással ellátott, negyedrendű, Gil által módosított Runge-Kutta eljárást használ. A RUKUS hívja meg a FUGGV és OUTP rutinokat. A FUGGV tartalmazza a differenciálegyenlet rendszer jobboldalának leírását. Ezt a RUKUS minden integrálási lépéshez négyszer hívja meg. Az OUTP rutin kezeli a RUKUS hibajelzéseit, és megvalósítja a modell algebrai jellegű műveleteit. Az OUTP-ra minden olyan lépés után kerül a vezérlés, amely megfelel az adott pontossági követelményeknek. Ez különö-

sen a peremfeltételek figyelése szempontjából fontos. Egy külön program valósítja meg az eredmények X-Y rajzolón való megjelenítését.

A prebiológiai chemoton szimulációjával kapcsolatos számítástechnikai problémák elsősorban a modell méretéből adódtak: 95 állapotathatározót és 126 kémiai reakciót vetünk figyelembe. A PL/1 nyelvű program automatikusan kezeli a felül-, és alulcsordulásokat. Ugyanigy gondoskodik arról is, hogy olyan kis lépésközzel történjen a közelítés, amely mellett nem kaphatunk irreális negatív koncentrációt egyik anyagra sem. Az állapotathatározók értéke közti több nagyságrendnyi eltérés szükségessé tette azt is, hogy a Runge-Kutta eljárás hibavizsgálatát az addigi abszolút értelműről relatívrá változtassuk. Ezzel elkerülhető lett a kisebb abszolút értékű változókban mutatkozó nagy relatív hiba.

Az absztrakt modell vizsgálata során meghatározásra kerültek azok a külső feltételek, amelyek mellett a chemoton megfelelően működik: növekszik, szaporodik. Bizonyítást nyert, hogy ha az információhordozó-, és a membrán alrendszer között nincs funkcionális kapcsolat, akkor a paraméterek semmilyen választása esetén sem kapunk helyes működést. Megadható az a struktúra, amely a leggyorsabban szaporodó chemotont határozza meg azonos külső feltételek között. Az absztrakt chemoton a rá nézve káros környezeti hatást /például a tápanyag-koncentráció csökkenést/ kompenzálni tudta belső anyagai átcsoportosításával.

A jelen szimuláció célja volt megadni olyan paramétereket és környezeti feltételeket, melyek mellett a prebiológiai chemoton rendelkezik az absztrakt chemotonban már igazolt tulajdonságokkal. Kiderült, hogy a következő feltételeknek kell teljesülniük:

1. a szál és a membrán monomerjének képződési sebessége közel egyenlő kell hogy legyen,

2. a szál négy monomerjének keletkezési sebessége nem térhet el több nagyságrenddel egymástól,

3. a tápanyagoknak a membránon való áthaladása reverzibilis kell hogy legyen,

4. a formaldehid koncentrációjának több nagyságrenddel nagyobbak kell lenni, mint a többi tápanyagénak.

A fenti feltételek teljesülése mellett nemcsak helyes működést produkál a prebiológiai chemoton, hanem képes a belső anyagok nélküli rendszer hálózata feltöltődni, pusztán a tápanyagokra támaszkodva.

Ezek után megállapítható, hogy a prebiológiai chemoton a fenti feltételekkel szimulált őslégtöri körülmények között képes a megadott, abiogén módon spontán keletkező tápanyagok segítségével kiépíteni és fenntartani struktúráját, növekedni, osztódni, szaporodni - ilyen értelemben tehát élő rendszerként viselkedik.

Irodalomjegyzék

- (1) Gánti T.: Az élet principiuma, Gondolat, Budapest, 1978.
- (2) Gánti, T.: A theory of biochemical supersystems and its application to the natural and artificial biogenesis. University Park Press, Baltimore, 1979.
- (3) Békés, F., Hidvégi, M., Korpádi, M.: Computer simulation of time dependent behaviour of chemotons, chemical supersystems having the criteria of life. Congress on System-Simulation in Biology and Medicine, Prague, 1978., pp. 94-102.

- (4) Békés, F., Hidvégi, M., Csendes, T., Gánti, T.:
Simulation of the functioning of the first
living systems - the probiotic chemotons.
Congress on System-Simulation in Biology
and Medicine, Prague, 1980., In press.

Orvostovábbképző Intézet II. Belgyógyászati Klinika és
MTA Központi Fizikai Kutató Intézet

A "Budapest" számítógépes EKG diagnosztikai rendszer or-
vosi értékelése

Regős László, Wolf Tamás, Szlávik Ferenc és Antalóczy Zoltán

A sziv elektromos működésével kapcsolatos ismereteink az utóbbi években tovább gyarapodtak. A számítógépes diagnosztikai módszereknek az elektrokardiográfiában való felhasználása új lehetőségeket biztosított.

A Központi Fizikai Kutató Intézet /KFKI/ és az Orvostovábbképző Intézet /OTKI/ II. Belgyógyászati Klinikájának együttműködéseként több éve kutatómunkát folytatunk számítógépes kardiológiai vizsgáló eszközök létrehozására, a korszerű kardiológia perspektivikus igényeinek kielégítésére.

Korábbi eredményeink (1), (2), (4) kiegészítéseként beszámolunk a "Budapest" számítógépes EKG diagnosztikus rendszer továbbfejlesztésének igényéről, annak eredményeiről (3).

Az automatikus EKG analízis szükségességének felmerülése után, betegségcsoportonként 30-60 beteg elektromos paramétereiből referencia adatbázist határoztunk meg. A referencia adatbázis a legjellemzőbb EKG paraméterek átlagértékeit és szórásait tartalmazza a leggyakrabban előforduló betegségek osztályokban. Ezen ún. referencia etalonokhoz való statisztikus értelemben vett összehasonlítás az EKG diagnosztikában nem hozta meg a várt eredményt. A rendszer találati valószínűsége 60 % alatt maradt. Ennek okát abban

láttuk, hogy az egyes betegségcsoportok matematikailag jellemzett értékei sok esetben egymáshoz hasonlóak voltak; részben fedték egymást (4). A nem tipusos paraméterekkel rendelkező betegek analizise során így téves diagnózisokat kaphattunk.

Az ezen ún. algoritmusokkal való alapművelet szigorú megtartása mellett ezt követően bizonyos, az orvosi gondolkozásban is kiemelten használt, informatív momentánvektorértékeket súlyozva vettük figyelembe. Ez a gyakorlatban azt jelentette, hogy amennyiben a rendszer pl. myocardialis infarctust ismert fel, akkor az initialis, vagyis a 10-20-30 milisecundumos momentánvektorok szögértékeinek helyességét újra ellenőrizte, egyezés esetén a diagnózist kiírta. Az így módosított program az egyes betegségcsoportokban a korábbi fals döntéseket 10-25 % -kal csökkentette. A rendszer értékesebbé vált ezáltal, de döntéseinek biztossága nem haladta meg az átlag belgyógyász elektrokardiológiai ismereteinek szintjét; a normál esetek felismerésében pedig ez alatt a szint alatt maradt. /Különbséget teszünk a normálisnak a kórossal és a kórosnak a kórossal való összetévesztésében./

Az ismert automatikus EKG analizáló rendszerek szintjének elérése, esetleg meghaladása egy további fejlesztés eredménye lehetett csak.

A "Budapest" számítógépes systema jelenleg három fő funkció ellátását teszi lehetővé: .

1. EKG archiválás és visszakeresés
2. Automatikus diagnózis számítás
3. Interaktív feldolgozás.

Az alábbiakban az automatikus diagnózis számítással foglalkozunk csak; jelenlegi kialakításának lépcsőfokait ismertetjük.

A referencia adatbázissal való, hasonlóságokon alapuló mechanisztikus döntés élővé tétele az informativ vektorok súlyozásával kezdődött, majd az orvosi diagnózis-alkotás logikai lépcsőfokainak számítógépes programozásával fejeződött be. Ez utóbbi döntéssorozatot több gyakorló kardiológus együttes tapasztalata alapján alakítottuk ki. Lényege az, hogy a rendszer a betegségcsoportok megállapításában a PQ szakasz hosszának lemérését, a QRS komplexus szélességének megállapítását, az X, Y és a Z elvezetések amplitudóinak egymáshoz való viszonyát, az initialis vektorok térbeli lefutásának irányát és a terminalis vektorok viselkedését is figyelembe veszi. Ezen ellenőrzés szolgáltatja a kész elektropathologiai diagnózist.

A klinikai gyakorlatnak megfelelően a program a tipikusnak talált sziv-ciklus QRS komplexusának, ST szakaszának és T hullámának analizisét végzi el. A rendszer ugynevezett referencia adatbázisa 34 QRS diagnosztikai döntés mellett 25 döntést tartalmaz az ST szakasz és 35 döntést a T hullám jellemzésére. Ezek mellett 28 féle ritmuszavar felismerésére is képes. Az ST és a T analizis és döntés a hagyományos orvosi gondolkozást szimuláló döntési fa típusu algoritmus. A fenti módosítások, vagyis a döntési struktúra "kétlépcsős" megoldása mellett rendszerünk találati arányának javulása annak volt köszönhető, hogy új diagnosztikus kategóriákat vezettünk be a nem karakterisztikus, összetettebb betegségek osztályok értékelésére. Ennek következtében az ál negatív döntések száma minimálisra csökkent, elérve a belgyógyásznak a normális EKG felismerési szintjét. A kóros EKG jelek felismerésének százalékos aránya is tovább növekedett, az egyes betegségek osztályokban az átlagos nemzetközi szintet is meghaladva.

*** 'TRIAPEST' COMPUTERISED SYSTEM FOR ECG ANALYSIS ***

COMP. NO. T/R NO. FLP/SER. NO. DATE OF REC. DATE
1174 23 / 38 18 / 4 800320 800409

NAME:

COMMENT:

ECG DIAGNOSIS

QRS:

LEFT ANTERIOR HAEMIBLOCK

ST:

NORMAL

T:

LATERO INTRAMURAL ISCHAEMIA

POSTERO-INFERIOR INTRAMURAL ISCHAEMIA

RHYTHM:

HEART RATE: 58

SINUS BRADYCARDIA

QRS MOMENTARY VECTORS (UNIT=0.1MV)

	1.	2.	3.	4.	5.	6.	7.	8.
X:	-1.1	4.6	17.1	12	-5.2	-5.1	-1.7	-1.1
Y:	-0.2	0.8	3	-1.9	-5.9	-5.8	-2	-0.3
Z:	-0.8	-3.5	-7.4	1.9	7.4	4.3	1.1	-0.1

MEASURED VARIABLES: (UNIT=0.1MV OR MSEC)

QRS	PQ	RX	RY	MMAX	PX	PY	PZ
96	170	20.3	3	21	0.9	0.8	0.2
STX	STY	STZ	TX	TY	TZ	1YP.PER.	NO.OF CL.
-0.3	0.5	-1.1	1.5	1.7	-2.8	3	1

COMMENT:OK!

OVERREADER:WT

COMPUTATION UNDER SUPERVISION!

A bonyolult biológiai rendszerekre adaptált diagnosztikus számítógépektől nem várható el 100 %-os találati arány. Az elkerülhetetlenül meglévő hibás eredmények további csökkentését úgy érhetjük el, hogy azon esetekben, ahol a vizsgált EKG a figyelembe vett betegségsztályok közül egyiknek sem hordozza legjellemzőbb jegyeit, a rendszer a "Nem karakterisztikus" döntésével az orvosra bizza a diagnózis alkotását. A számítógépes diagnosztikai rendszer által adott leletet ábrán mutatjuk be /1. ábra/. Az azonosítási számok és a név után kiírt EKG diagnózisok között a QRS döntés szerepel az első helyen, ezt követik az ST szakasz és a T hullám, valamint a ritmusanalizissel kapcsolatos számítógépes megállapítások. A numerikus adatok következnek ez alatt, a Frank féle X, Y és Z elvezetések momentánvektorai és a mért intervallumok, amplitudók.

A rendszer a konvencionális orvosi gondolkozás és a vektorkardiográfiás módszerek közti hiány áthidalására a rendelkezésre álló adatok felhasználásával a következő számításokat végzi el:

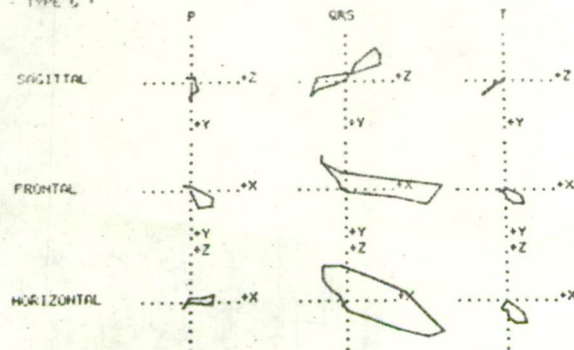
1. koeficienssek felhasználásával rekonstruálja a 12 konvencionális EKG elvezetést.
2. A P, a QRS és a T vektorhurkokat kirajzolja mindhárom síkban.
3. A térbeli nagyságot és a térbeli sebességörbét kiszámítja.
4. A triaxiocardiogramokat rekonstruálja, vagyis az azimuth és az elevatio szögeket, valamint a térbeli nagyságot /2. ábra a,b,c,d./.

*** 'BUDAPEST' SYSTEM: VISUALIZATION OF THE LOOPS ***

COMP. NO. : 1174
TAPE/REC. NO. : 23 / 38
NAME : J I

GO ON - TYPE G ?

a./

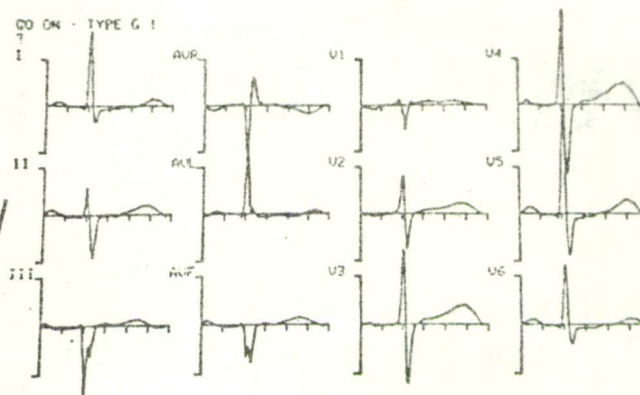


*** 'BUDAPEST' SYSTEM: VISUALIZATION OF '12 LEADS' ***

COMP. NO. : 1174
TAPE/REC. NO. : 23 / 38
NAME : J I

GO ON - TYPE G ?

b./

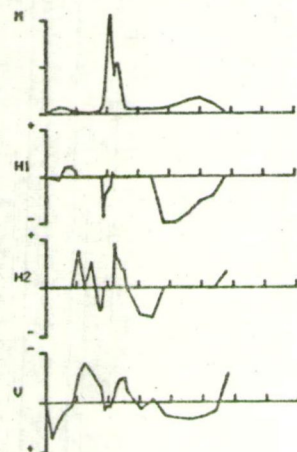


*** 'BUDAPEST' SYSTEM: VISUALIZATION OF POLARCOORDINATES ***

COMP. NO. : 1174
TAPE/REC. NO. : 23 / 38
NAME : J I

GO ON - TYPE G ?

c./



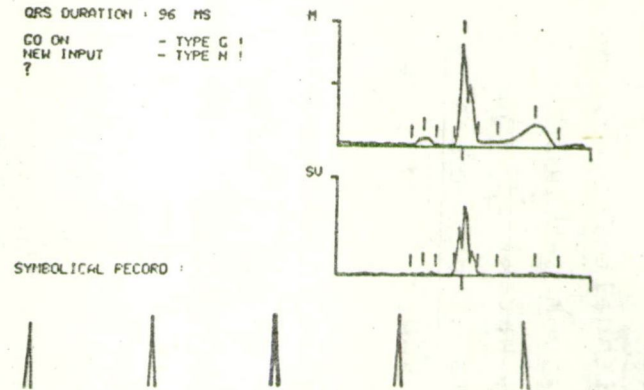
X 'BUDAPEST' SYSTEM: FEATURE-EXTRACTION CONTROL ***

COMP. NO. : 1174
TAPE/REC. NO. : 23 / 38
NAME : J I

QRS DURATION : 96 MS

GO ON - TYPE G ?
NEW INPUT - TYPE H ?

d./



Irodalomjegyzék

- (1) Antalóczy Z.: Elektrocardiológia az orvosi gyakorlatban, Medicina, Budapest, 1976.
- (2) Antalóczy Z., Regős L., Szlávik F., Kozmann Gy., Bolyky J., Wolf T.: Advantages of triaxicardiograms /polar coordinates/ in clinical practice and in computer aided diagnostics, Proc. 7th International Congress on Electrocardiology 1980 /in press/.
- (3) Antalóczy Z., Stromm M., Regős L.: Clinical use of triaxicardiometry, in: Modern Electrocardiology Ed.: Antalóczy Z., Akadémiai Kiadó, Budapest, 1978. 273.
- (4) Wolf T., B.Nagy A.: EKG morfológiai változásainak vizsgálata cluster eljárással. 9. Kollokvium, Szeged, 1978.

MEDICOR Művek és SOTE Számítástechnikai
Intézet

Vegetatív reakciók összehasonlítása frekvenciatartomány-
beli adatredukcióval

Korányi László és Kopp Mária

Az alábbiakban egy közösen végzett kutatási munka egy részét képező területről számolunk be. A közlemény első és utolsó bekezdései kapcsolják ezt a részterületet a munka általánosabb célkitűzéseseihez.

Számos élettani modell ismeretes, amely az ember-környezet interakcióban a pszichofiziológiai alkalmazkodási, összehangolási folyamatot írja le. Az alkalmazkodási modellek egy része a környezeti hatások és a vegetatív tünetképződés kapcsolatát a vegetatív homeosztázis szempontjából elemzi.

Az egyénnek, vizsgálataink szempontjából lényeges paramétereit alapvetően két tartományban tekinthetjük stabilnak: a normál és az irreverzibilisen kóros tartományban. A krónikus megbetegedés előtt, a betegség korai szakaszában lévő személyeken, a vegetatív szabályozás instabillá válásának folyamata tanulmányozható. Ebben a szakaszban a változások még reverzibilisek, azaz megfelelő környezeti feltételek mellett lehetőség van az egészséges stabilitásra való visszatérésre, de lehet, hogy az instabil állapot a kóros stabilitás irányába dől el. Vizsgálataink célja az előbbieik alapján a kóros stabilitáshoz vezető jellemzők meghatározása volt a két leggyakoribb ún. vegetatív megbetegedés, a hipertónia és a nyombélfekély

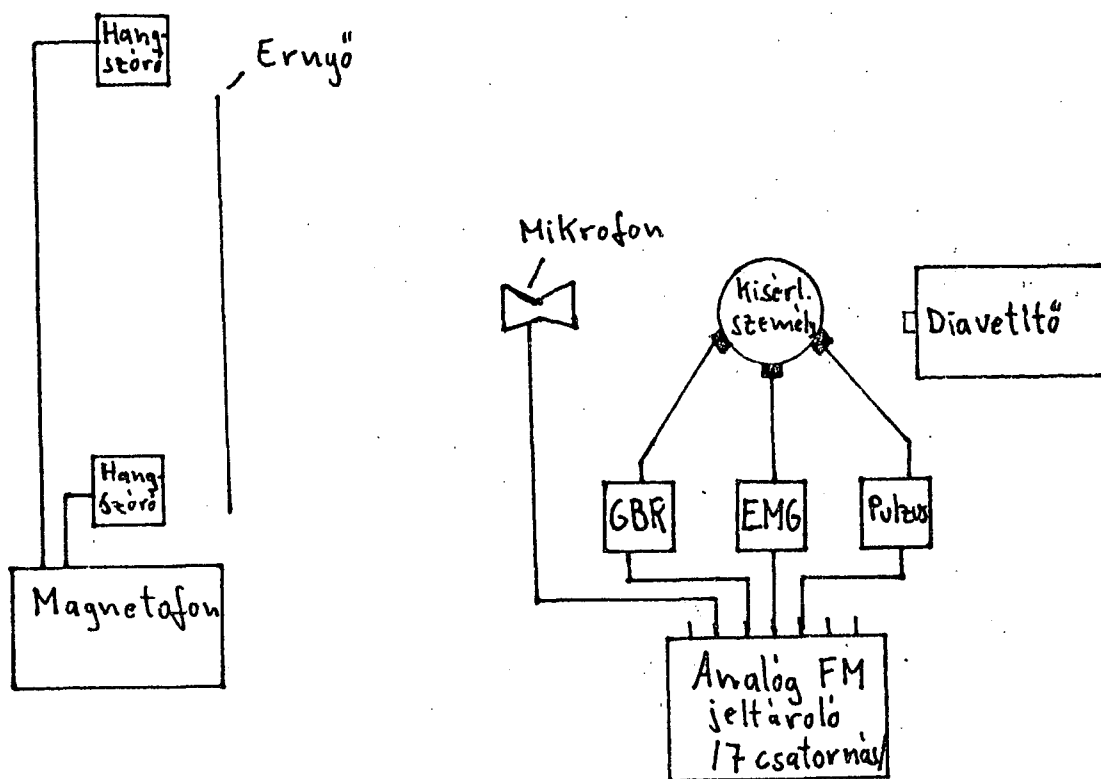
korai szakaszában, valamint a két betegcsoport és a kontrollcsoport jellemzőinek összehasonlítása. Vizsgálataink körét tovább szűkítettük bizonyos pszichofiziológiai ingerekre adott jellegzetes vegetatív válaszminták, pszichofiziológiai vonások elemzésére.

A vizsgálatba bevont kísérleti személyek nagyrészt egyetemi hallgatók voltak, kiválasztásuk a Budapesti Műszaki Egyetem rendelőintézetének szűrővizsgálatai alapján történt. A méréseket összesen 3 csoportban, kb. 120 kísérleti személyen végeztük el.

A mérések menete, a vegetatív aktiváció

A vegetatív válaszreakciók vizsgálatához a következő 3 jelet választottuk ki a mérések céljára: a bőrellenállást, a pulzusgörbét és a felületi elektródás integrált elektromiogramot. /Az 1. ábrán látható a mérési összeállítás./ A kísérleti személyek hangszigetelt, sötét szobában, kényelmes karosszékekben foglaltak helyet. 7 perces relaxáció /zenehallgatás/ után verbális-, hang- és szin-ingersorozat hatását vizsgáltuk. A 10 szóinger kb. 45 s-os időközökkel következett, amire a kísérleti személyeknek az először eszükbe jutó szóval kellett válaszolniuk. Ezután 90 db-es, 1000 Hz-es hangokat hallottak 3 s-ig, 45 s-os időközönként, háromszor ismételve. Mindezeket az ingereket magnetofovról játszottuk le. Ezt követően levetítettük a Lüscher-teszt 8 alapszínét, kb. 30 s-os időközönként.

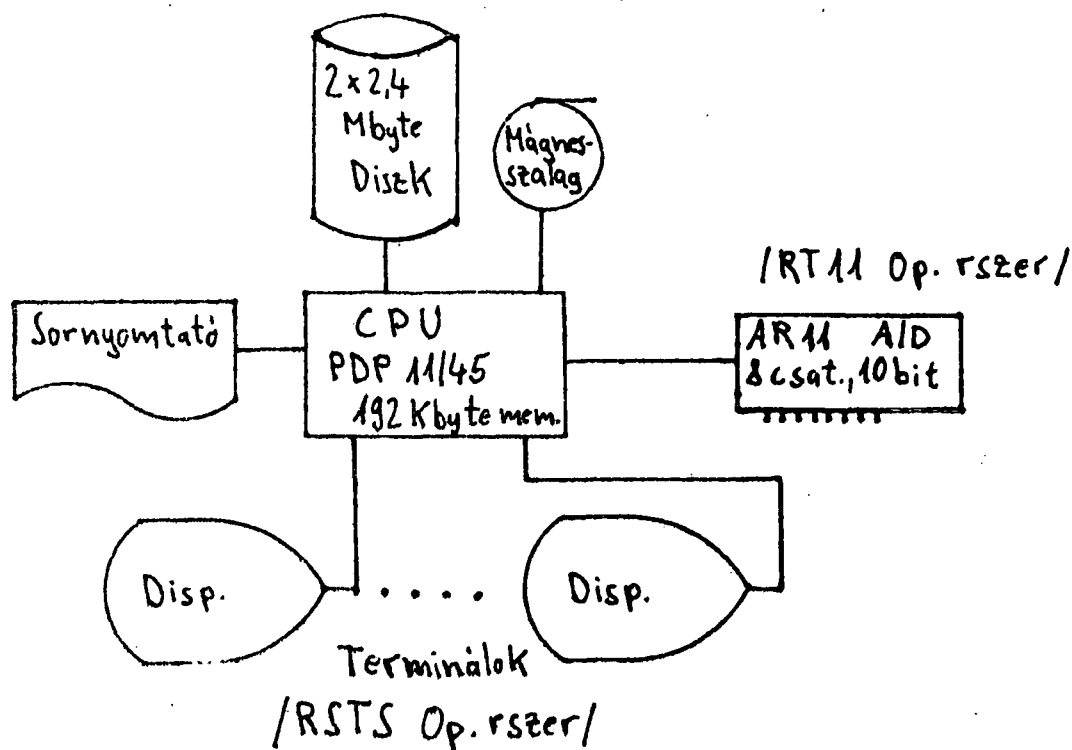
Az elektródokat a kísérleti személy feltámasztott kezén helyeztük el: A GBR-t a 3. és 4. ujjon elhelyezett elektródokkal, a pulzusgörbét a 2. ujjon elhelyezett fotopletizmográfiás elektróddal, az EMG-t pedig a Thenar fölé elhelyezett ezüst-ezüstklorid elektróddal mértük. Az EMG-t és a pulzusgörbét Medicor készülékkel, a GBR-t a KG ISZSZI által kifejlesztett készülék módosított változatá-



1. ábra

A mérési összeállítás

val mértük. A három jelet Siemens Anal-7-es mágneses jeltárolóval /FM/ rögzítettük. Továbbá rögzítettünk egy 4. jelet is: felvettük a hangszóróból elhangzó inger szavakat és hangokat, valamint a kísérleti személyek által mondott válasz szavakat. A feldolgozások során ez a jel szolgáltatotta az ingerek és a válaszok időpontját megadó szinkron jeleket. Ilyen módon egy-egy kísérleti személyről összesen kb. 4×1000 s-os analóg regisztrátum készült.



2. ábra

Számítógép konfiguráció és a használt operációs rendszerek

A feldolgozási eljárások

A továbbiakban a feldolgozások digitális számítógéppel történnek. A Budapesti Műszaki Egyetem Műszer- és Mérőtechnika tanszékén üzemel az általunk használt PDP 11/45-ös számítógép. A konfiguráció vázlata a 2. ábrán látható.

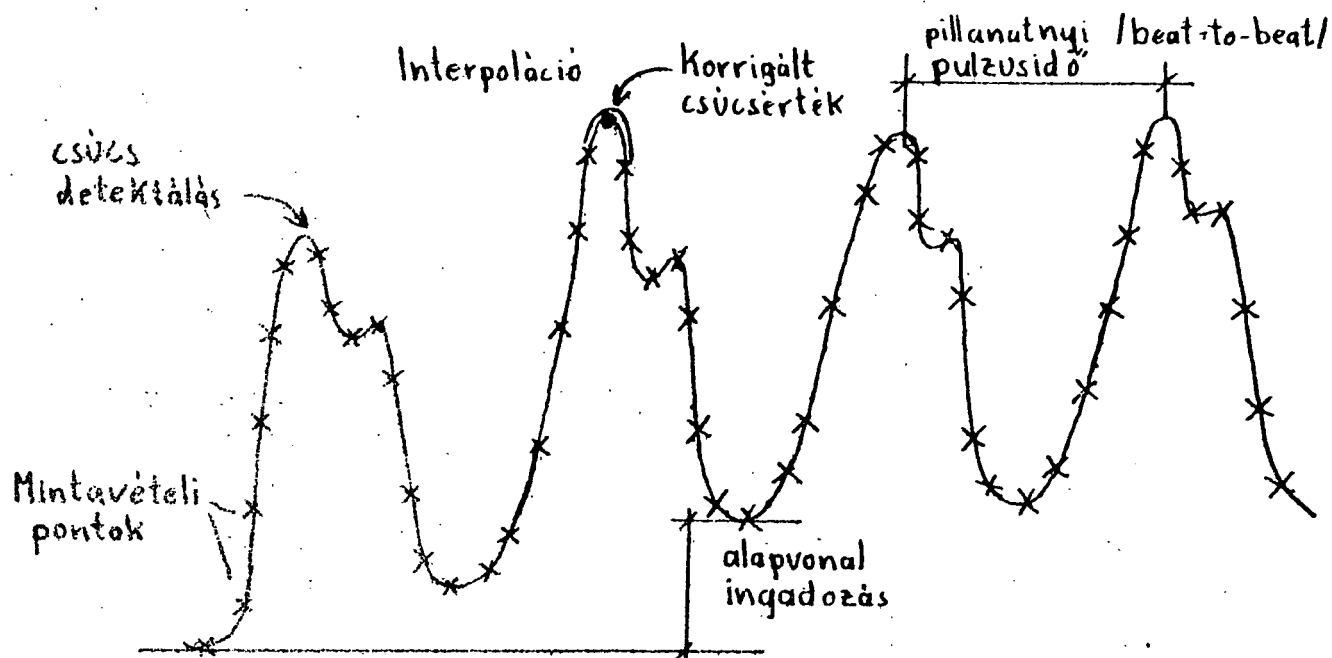
Analóg jelek digitális feldolgozásának első lépése a mintavételezés. Az adatok mennyisége szükségessé tette, hogy - még bizonyos engedmények árán is - a mintavételi

frekvenciát a lehető legalacsonyabbra válasszuk meg. Esetünkben a pulzusgörbe felső határfrekvenciája volt a meghatározó. Az általunk használt kb. 21 Hz-es mintavételi frekvencia így csak alig több, mint kétszerese a pulzus-jel felső határfrekvenciájának. Habár a mintavételezést csak a relaxációs szakasz végén indítottuk, így is a kb. 4 x 900 s-nyi regisztrátum digitalizálása személynként 4 x 18 Kszó adatot eredményezett, amit mágneszalagon rögzítettünk. A teljes adatmennyiség kb. 20 Mbyte volt.

Minden, - a továbbiakban ismerttetendő feldolgozó program BASIC-PLUS nyelven íródott és az RSTS/E /time sharing/ operációs rendszer alatt fut.

A hátralevő részben csak a pulzusgörbe feldolgozásának menetével foglalkozunk, ugyanis az adatredukció szempontjából ez szolgáltatta a legérdekesebb és esetleg másutt is jól hasznosítható eredményeket. Itt még egyszer le kell szögezni, hogy feldolgozási célunk a vegetatív válasz reakciók csoportok közötti *összehasonlítás* volt, tehát nem is törekedtünk kvantitatív eredményekre, már csak azért sem, mert mérési módszereink ezeket többnyire nem is tették lehetővé. Így azt a felfogást követjük, hogy az összehasonlítás szempontjából a mérési eljárások nem standadizálhatósága, a feltételek eltérései stb., mind mérési zajoknak tekintendők.

A pulzusgörbék egyedi feldolgozása két lépésben történt. Az első lépés feladatait lehet megfigyelni a 3. ábrán látható, kissé torzított görbén. A görbe analizáló program bemenetét az egyes 18 Kszó hosszúságú digitalizált pulzusgörbe regisztrátumok képezik. Egy csucsdetektáló algoritmus meghatározza az egyes pulzushullámok maximumának helyét és értékét. Tekintettel a ritka mintavételezésre, a megtalált csucsértékeket egy másodfoku il-

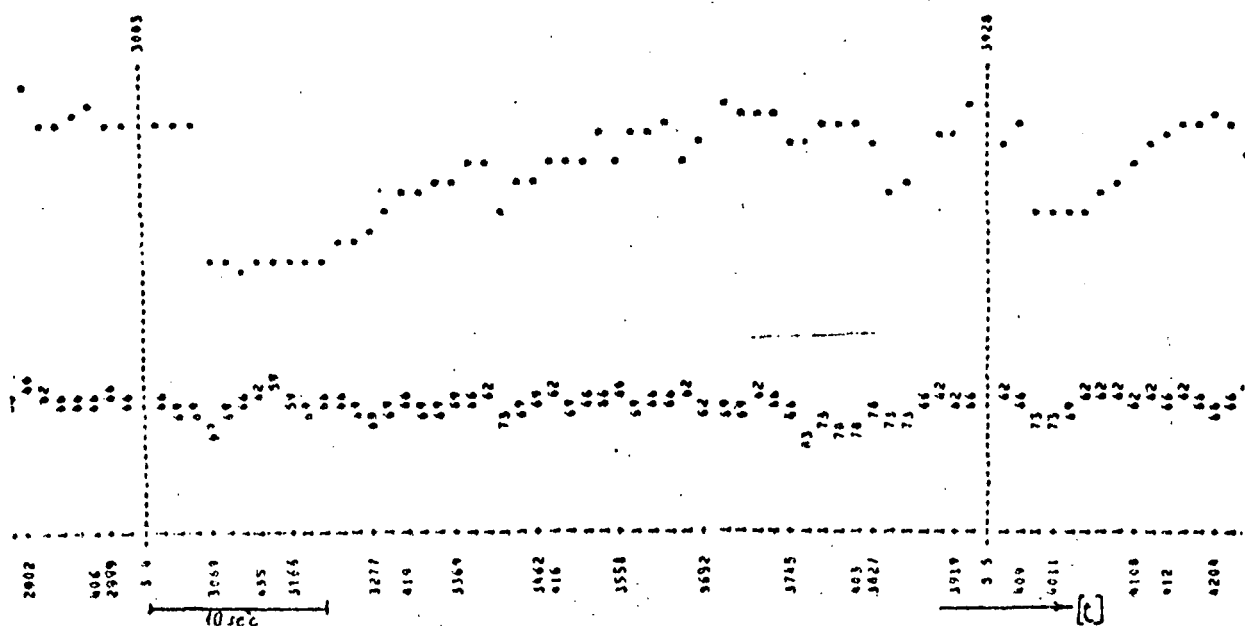


3. ábra

Pulzusgörbe, a pulzusgörbe analízis feladataival

lesztéses interpoláció eredményével korrigálja. Ez a korrekció gyorsabb, mint pl. az inverz Fourier transzformáció segítségével történő interpoláció, és pontosságban sem marad el sokkal mögötte. A fotopletizmográfias mérési módszerből következik, hogy az alapvonal már rövid idő alatt is számottevően ingadozik, ezért meg kellett valósítani, hogy a program kiszűrje ennek hatását a csúcserőkre.

A program kimenetként az egyes csúcserőket és a pillanatnyi pulzusidőket szolgáltatja. A kimeneti file mérete alkalmas adat ábrázolással kb. a bemeneti file 10 %-a. Közbülső feldolgozások céljára készültek azok a nyomtató outputok, amelyekből egy részletet mutat a 4. ábra. Az alsó görbe a pillanatnyi pulzusidőből, a felső a



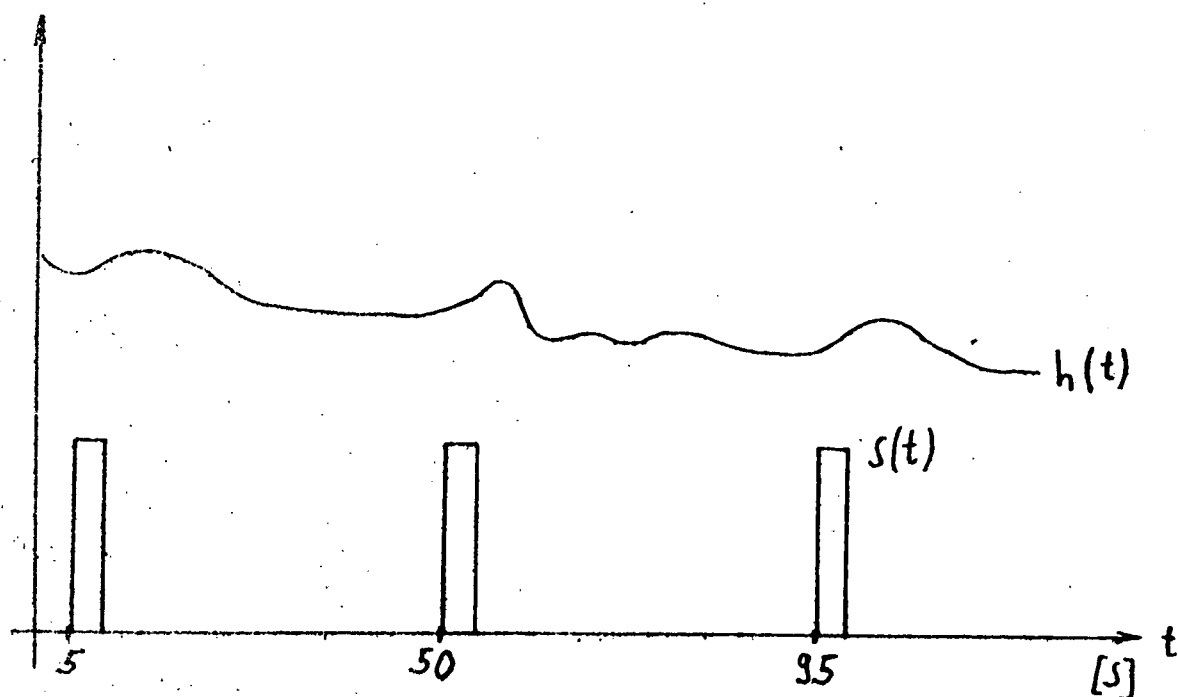
4. ábra

Felső görbe: csúcserőértékek, alsó görbe: pillanatnyi pulzusfrekvencia. A függőleges vonalak az ingerek helyét jelzik.

csúcserőértékekből képzett időfüggvény. A függőleges vonalak jelzik az ingerszavak elhangzásának pillanatát, amelyek után megfigyelhetők az ingerekre adott határozott válaszreakciók.

Az ingerek és a jelekben megmutatkozó válaszok kapcsolatának jellemzésére a keresztkorreláció függvényt alkalmaztuk. Ehhez az 5. ábrán látható módon a szinkron jelekből egy négyszögimpulzus-függvényt konstruáltunk, amit a pillanatnyi pulzusidő függvénnyel keresztkorreláltatva kaptuk a C_{fs} keresztkorreláció függvényt. Mivel a korrelogram még mindig csak "elosztva" tartalmazza az egyes ingerekre adott válaszok jellemzését, ezért a nagymennyiségű regisztrátum összehasonlításának lehetővé tételéhez további adattömörítésre volt szükség. Ennek érdekében e-

Előállítottuk a keresztkorrelogramok Fourier transzformáltját az FFT algoritmus segítségével. Az így előálló kereszt-teljesítménysűrűség spektrumokra $|G_{fs}(f)|$ mutat egy példát a 6. ábra.

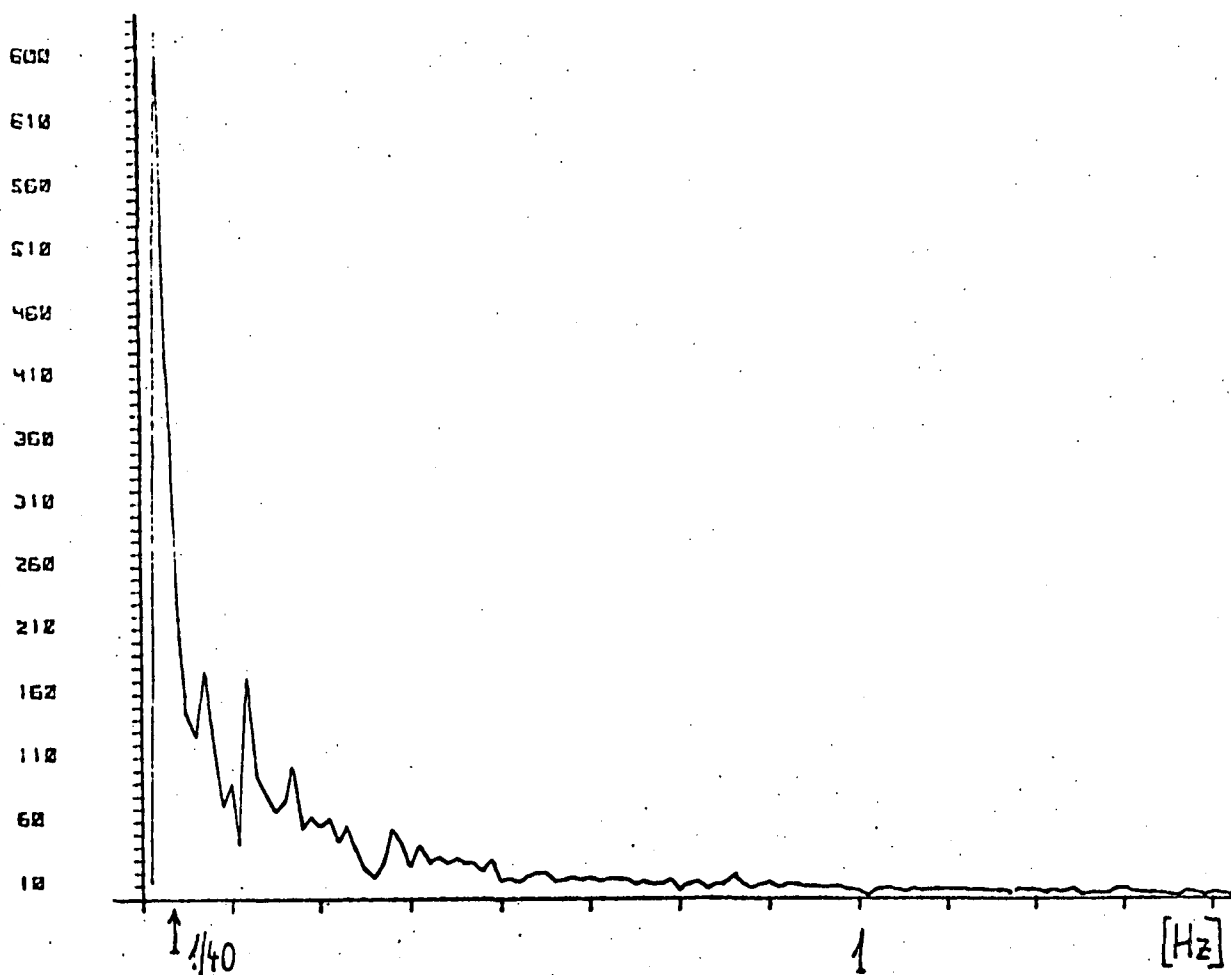


$$C_{fs}(\tau) = \frac{1}{T} \int_0^T h(t) \cdot s(t+\tau) dt \quad (1)$$

$$G_{fs}(f) = \int_0^T C_{fs}(t) e^{-2\pi f t} dt \quad (2)$$

5. ábra

A kereszt-teljesítménysűrűség spektrum előállításához $h(t)$ a pillanatnyi pulzusfrekvenciákból, $s(t)$ a szinkron jelekből konstruált függvény. /1/-et és /2/-öt diszkrét alakban használtuk.



6. ábra
Egy kereszt-teljesítménysűrűség spektrum

Az eredményekről

Amint az a 6. ábrán is látható, a spektrumok felbontása meglehetősen nagy: kb. $1/80$ Hz. Mindemellett az első 30 spektrumvonal a teljes energia tulnyomó részét tartalmazza: átlagosan több, mint 77 %-át, 6 % szórással. Ilyen módon az egyes vegetatív válaszfüggvények frekvenciatarománybeli jellemzésére 30 adat elegendőnek bizonyult. E-

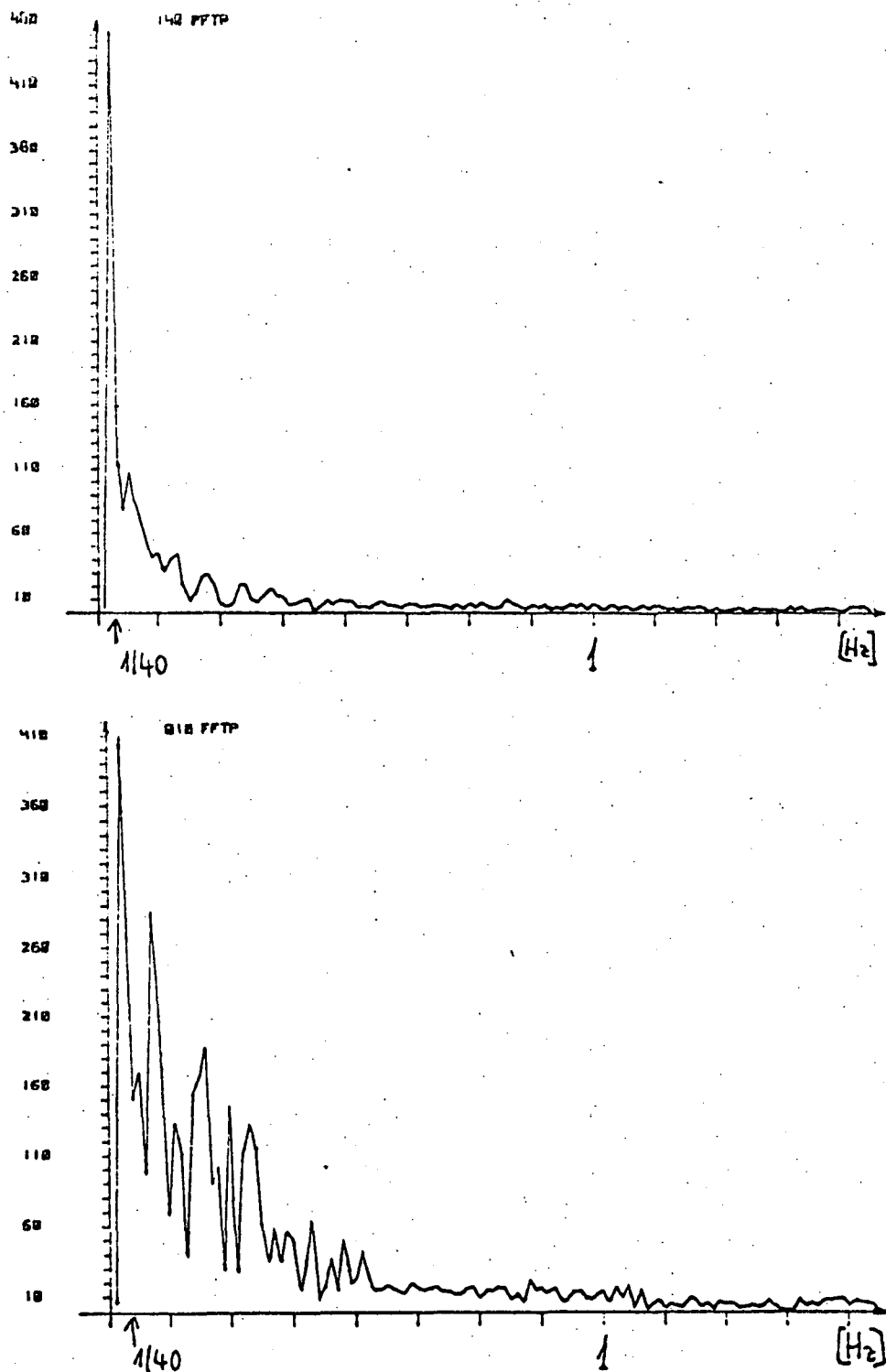
legendő alatt itt annak a kritériumnak a kielégítését értettük, hogy - eredeti célunknak megfelelően - alkalmas legyen az egyes csoportbeli görbék jellemzésére. Így az eredeti 18 Ksző-nyi adatmennyiség kb. 0.2 %-ával értük el a szükséges görbe-jellemző meghatározást..

A 7. ábrán látható egy tipikus hipertóniás és egy tipikus kontroll csoportbeli kísérleti személy spektruma. A kontroll csoportnál a spektrumvonalak erősen tömörülnek az 1/40 Hz körül, amely frekvencia megegyezik az ingerek frekvenciájával.

Ezt úgy értelmezhetjük, hogy az egészséges csoportban a legtöbb ingerre *egy* határozott pulzusfrekvencia válasz volt, szinusz jellegű lefutással. A hipertóniás csoportban megjelenik néhány erőteljes felharmonikus, jelezve a pulzusfrekvencia válaszok meredekebb fel- és lefutását és/vagy nagyobb frekvenciájú lengéseket a válaszfüggvényben.

A spektrumok csoportok közötti összehasonlítására az egyes spektrumvonalak relatív energiatartalmaival számoltunk. Még ezzel a viszonylag durva módszerrel is az 1/40 Hz környékén /alapharmonikus/, valamint a 3. és 5. felharmonikusoknál is /ellenkező értelemben/ 99 %-os szinten /F próba és a várható értékek eltérésének vizsgálata/ szignifikáns a spektrumvonalak eltérése. A kontroll és a nyombélfekélyes csoport spektrumai között szignifikáns eltérés nem volt kimutatható.

A bevezetőben vázolt modell alapján, a spektrumok eltérései a kóros és egészséges szabályozási mechanizmusok eltérését jelezhetik. A spektrumanalízis, illetve a pulzusgörbe feldolgozás eredményeit összevetettük a többi jelanalízis, valamint az egyidejűleg elvégzett pszichológiai tesztek eredményeivel is. Az összesített



7. ábra

Két tipikus kereszt-spektrum. A felső görbe a kontroll csoportba, az alsó a hipertóniás csoportba tartozik. Az ingerlési frekvenciát 1/40 Hz-nél nyilak jelzik.

adatokra elvégzett faktoranalízis és klaszteranalízis segítségével a fiziológiai válaszreakciók alapján elkülönített csoportok pszichológiai alkatának jellemzését is meg tudtuk határozni, ami hozzájárulhat ezen vegetatív betegségek kialakulásához vezető folyamatok jobb megértéséhez.

Irodalomjegyzék

- (1) J.S. Bendat, S.G. Piersol: Random data: Analysis and Measurement Procedures. John Wiley and Sons Inc. New York - London, 1971.
- (2) D.K. Kahaner: Matrix Description of the FFT. IEEE Transactions on Audio and Electroacoustics. Vol. 18. No. 4.
- (3) Kopp M., Korányi L.: Psychophysiological Characteristics of Juvenile Hypertensive and Duodenal Ulcer Patients. XXVIII. International Congress of Physiology, Budapest, 1980.

József Attila Tudományegyetem, Szeged

Szekvenciális hisztogram analízis alkalmazása az epileptikus egysejt működés modellezésében

Pongrácz Ferenc és Szenté Magdolna

A hagyományos mikroelektrodás elektrofiziológiai kutatások során alapvető problémaként jelentkezik az ionmozgásokat leíró membránfiziológiai eredmények és a neuronális spike sorozatok statisztikai eloszlásai közti kapcsolat hiánya (2). Ez a problémakör különös jelentőséggel bír az epilepszia kutatásban, ahol közismert, hogy jól definiált ionkonduktanciáknak /így K^+ , Ca^{++} és Na^+ / alapvető szerepük lehet a görcs-aktivitás fenntartásában (6). Így a modellező szemszögéből egyre inkább elfogadható az az elképzelés, hogy a konvulzív emlős kérgi egység-aktivitást - a hálózati abnormalitásokat figyelmen kívül hagyva - a membrán egy alkalmas elektromos modelljével próbálja leírni.

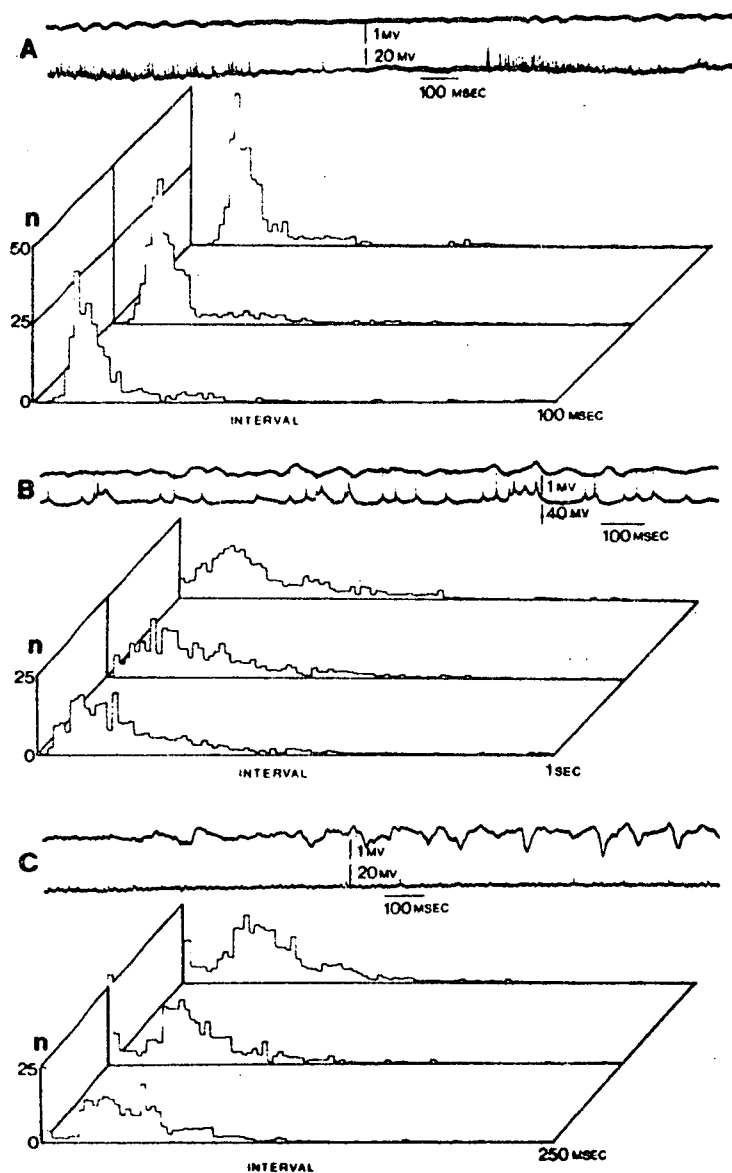
Adatelőkészítés, modell és eredmények

Az altatott macskákon 3-Aminopyridinnel kiváltott kérgi görcsaktivitás során elvezetett egységpulzus sorozatokat első lépésként egy mikroszámítógépes rendszer dolgozta fel, amely számolta az egymás utáni spike populációk intervallum hisztogramjait (3),(4). Az adatelőkészítés paraméterei és az alkalmazni kívánt matematikai modell között lényeges összefüggések vannak; a hisztogrammokhoz történő folytonos görbeillesztés során a spike-

-szám, a szórás és az illesztő függvény alakja megszabja a hisztogram lépésközét, valamint a becslés várható legkisebb hibáját (5). A nagyszámu mérési adat előkészítése során kapott hisztogrammok 3 nagy csoportba oszthatók /1. ábra/:

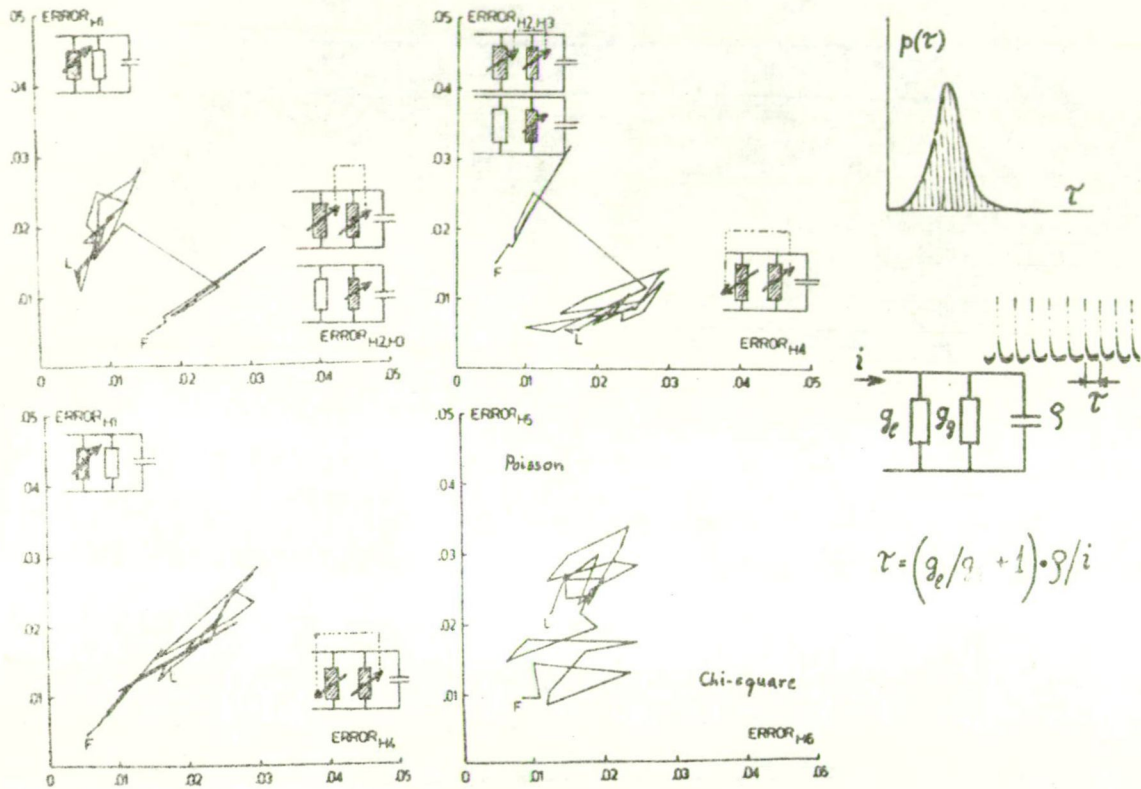
- a: azok az egységimpulzus sorozatok, amelyek unimodális hisztogrammal jellemezhetők /1A. ábra/;
- b: azok, amelyek elnyújtott unimodális hisztogrammal rendelkeznek /nagy szórás/, középpérték hányadosuk van /1B. ábra/;
- c: bimodális karakterisztikájú spike sorozatok /1C. ábra/.

A mikroszámítógépes adatelőkészítést követően - a pontfolyamat nemstacionárius jellege miatt - szekvenciális hisztogram analízist kellett alkalmazni, amely során tesztelni lehetett különböző fizikailag értelmezhető hipotéziseket. Ezek a hipotézisek a Levine és Shefner által megadott integráló típusu neuronmodell konduktancia analógján, ill. annak módosításain alapultak (1). A modell a neuron áraminputját 2 részre osztja; egy aktív spike generáló konduktancián (g_g) átfolyó komponensre és egy passzív diffúziós konduktancián (g_i) átfolyó komponensre /2. ábra jobb oldala/. Az effektív áramkomponens integrálása után a ρ küszöböltés elérésekor spike generálódik, majd a rendszer reszettelődik 0-ra. A funkcionálisan különválasztott konduktanciák ingadozásának normális eloszlását feltételezve - amely biológiai membránokon tapasztalt konduktancia-zaj amplitúdóeloszlására megadott irodalmi adatok alapján elfogadhatónak tűnik (7) -, analitikusan számítható a kimeneti interspike idők (τ) várható eloszlása. A csatolatlan esetek mellett / ρ , 1 állandóságát feltételezve/ levezethető volt lineárisan csatolt g_g, g_i -nél,



1. ábra

A kísérletek közben megfigyelt interspike intervallum hisztogram csoportok. Az illusztrált aktivitási mintázatok közül a felső sugár ECoG, az alsó sugár az egy-ségaktivitás 3-Aminopyridin hatása alatt.



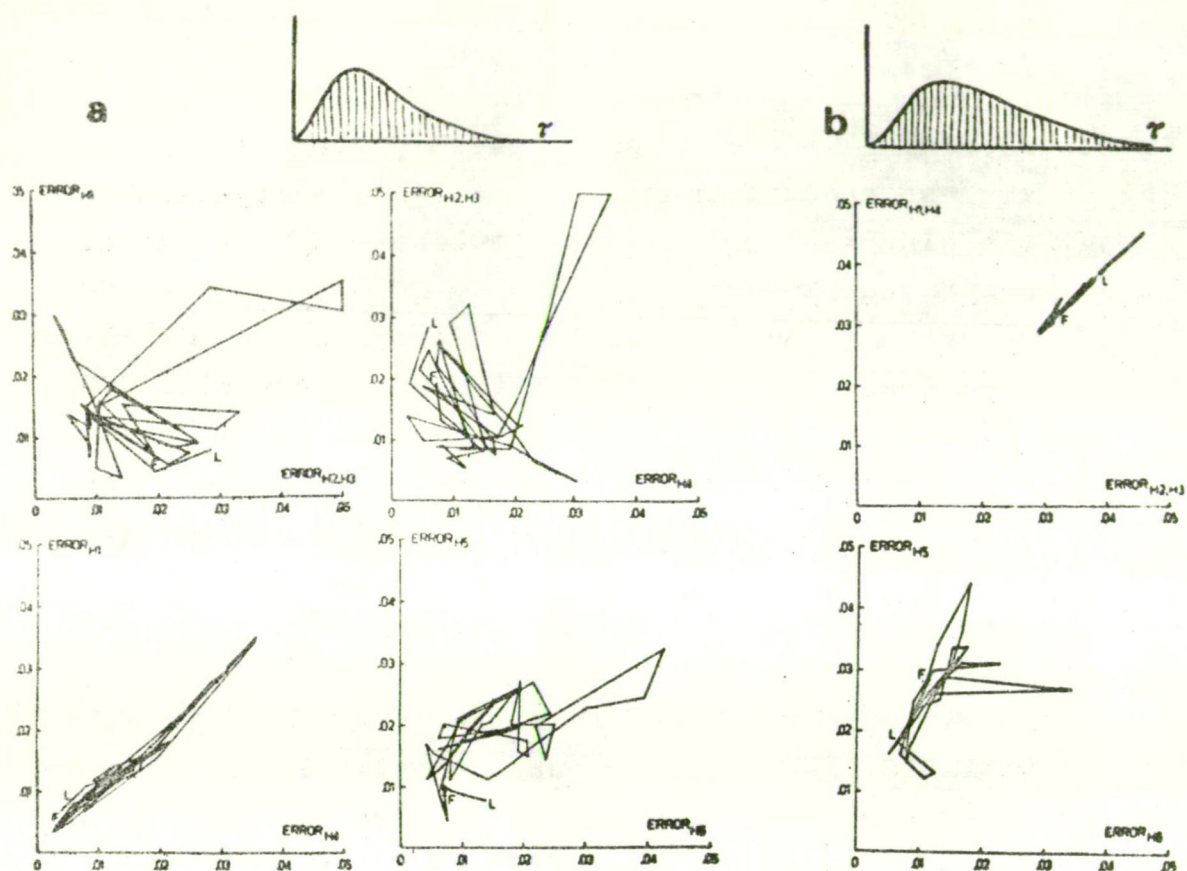
2. ábra

Az integráló típusú neuron modellel és a szekvenciális hisztogram analízis módszerének illusztrálása unimodális esetben.

valamint reciprok módon csatolt g_g, g_l -nél is a várható interspike idő eloszlás. Ez alapján 4 hipotézis adható meg /H1, H2, H3, H4/, amelyek elfogadhatóságát, - az adat-számot tekintve 75 %-os átfedésekkel, - szekvenciálisan számolt hisztogramokhoz való legkisebb négyzetes görbeillesztésekkel ellenőriztük. A 2. ábra egy unimodális jellegű aktivitásra 2 dimenzióban mutatja az optimális illeszkedés hibáinak változását a pulzus sorozat mentén az első /F/ és az utolsó adatszegmens pozíciók között /H1: g_l ingadozik, $g_g = \text{áll.}$; H2: g_g ingadozik, $g_l =$

= áll.; H3: g_1 és g_g ingadozik, $g_1 = a \cdot g_g + b$; H4: g_1 és g_g ingadozik, $g_g = c/g_1$. Az illesztőfüggvény a H2, H3 hipotézis esetén egyformának adódott, így a legkisebb négyzetes hiba felrajzolásával nem lehetett különbséget tenni a két eset között. Az $ERROR_{H5}$, $ERROR_{H6}$ tengelyekkel megadott diagram Poisson és Chi-négyzetes illesztőfüggvények felhasználásával kapott hibamezőt mutat, amelyek közül a Chi-négyzetes eloszlás a H4 reciprokosan csatolt konduktanciafolyamatok időben véletlenszerű előfordulásait reprezentálja, így a modell segítségével fizikailag értelmezhető. Ezen funkcionális állapotra bevezettük a T.I.R.C. /time-independent reciprocal coupling/ jelölést, mivel ez az állapot igen jól jellemezte az elnyújtott unimodális hisztogrammal rendelkező aktivitási mintázatokat. A 2. ábra szerinti unimodális eset jellegzetes kétállapotú rendszert mutat, amelynek során a g_1 aktiváció és a g_g aktiváció hatása időben szétválik. A g_1 aktiváció nagy valószínűséggel egyúttjár egy g_g/g_1 típusú csatolás kialakulásával; ezt a 45°-os egyenes körüli hibaeloszlás mutatja. Az átbillenési periódusban a T.I.R.C.-vel megjelölt állapot kialakulásának valószínűsége megnő.

A 3. ábra mutatja az elnyújtott unimodális interspike intervallum hisztogrammal jellemzett neuronális kisülések szekvenciális hipotézis vizsgálatának eredményeit. A g_g és g_1 aktiváció hatékonyságának intenzív időbeli ingadozása mellett T.I.R.C. valószínűsége megnő /3a. ábra/. A reciprokos csatolás és a g_1 aktiváció együttes előfordulása itt is kifejező, hasonlóan 2. ábrán bemutatott esethez. A 3b. ábra egy olyan elnyújtott aktivitási mintázat hipotézis vizsgálatának eredményeit mutatja, ahol a H1, H4-hez tartozó hiba gyakorlatilag egybeesik és a Poisson eloszlást /H5/, valamint a T.I.R.

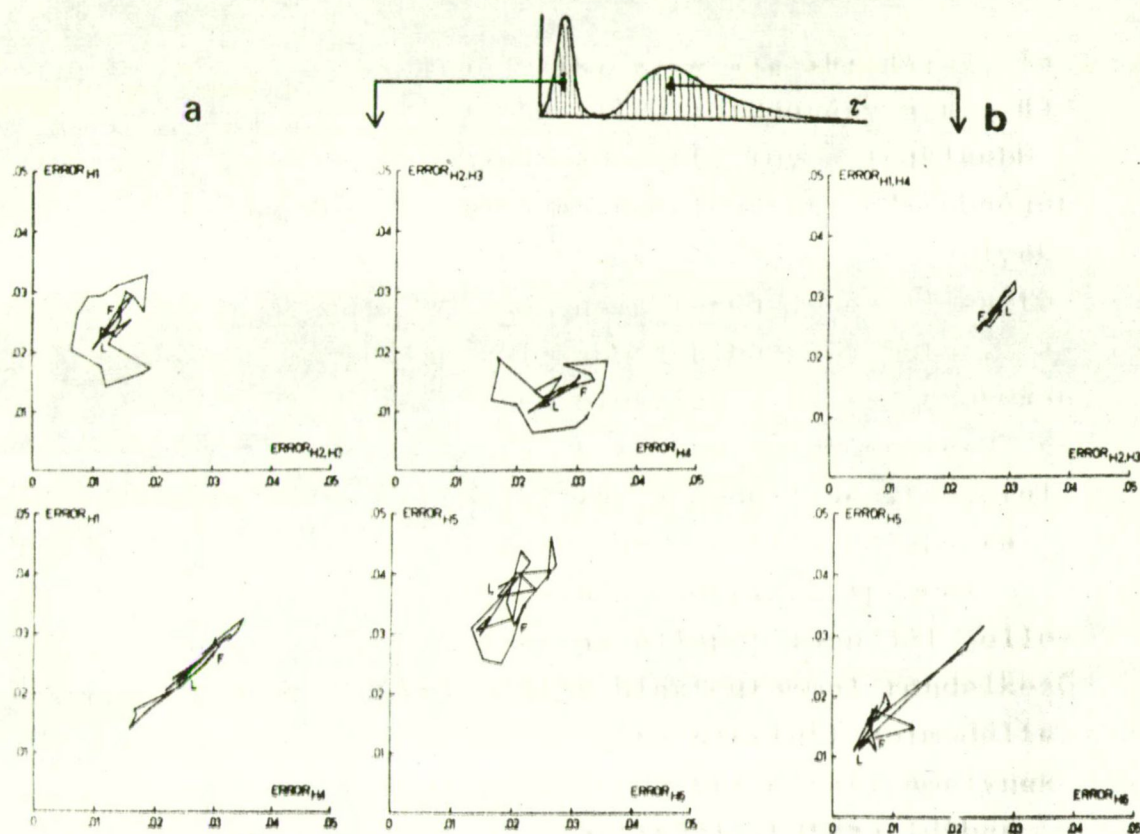


3. ábra
Elnyújtott unimodális aktivitás
analizise

C.-t jellemző illesztőfüggvény az optimális.

Az epileptikus sejttevékenységre sokak szerint legjellemzőbb bimodális karakterisztikájú egységaktivitás vizsgálatának eredményeit mutatja a 4. ábra. A két csúcsléonbálasztása után a 4a. ábra felőli görbesereg mutatja az első csúcsléonvenciális görbeillesztéseinek eredményeit. Ez a g_g és a lineárisan csatolt $g_g - g_l$ aktiváció kontrolláló hatását mutatja. A 4b. ábra az elnyújtott második csúcsléonviziésének eredményeit mutatja. Ezen a T.I.R.C. kialakulásának nagy valószínűsége szembe-tünő.

Érdekes eredményeket adott a görbeillesztési eljárás-

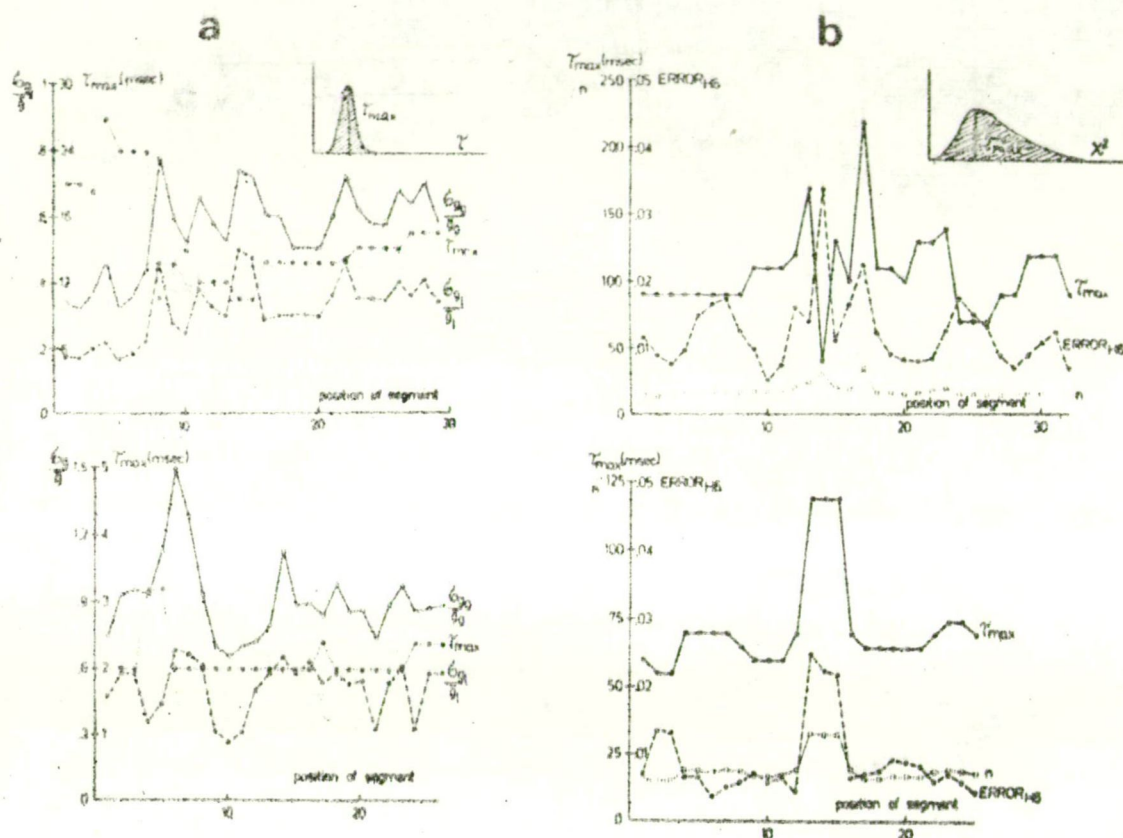


4. ábra

Bimodális karakterisztikájú kisülés analízise

rások melléktermékeként előálló különböző görbeparaméterek diagramja, illetve az ezekből számítható modellparaméterek /5. ábra/. Kis szórás/középérték hányadossal jellemzett unimodális esetre a σ_g/\bar{g}_g és σ_l/\bar{g}_l hányadosok becsülhetők voltak, ahol \bar{g}_g és \bar{g}_l jelöli az egyes konduktanciák középértékét. Ez az 5a. ábrán 2 idegsejt esetére van feltüntetve az aktuális, maximális gyakoriságú intervallum $[\tau_{max}]$ adatszegmens pozíció függésével együtt. Érdekes eredmény, hogy g_l -re a variancia/középérték hányados mindig alacsonyabb értéken maradt, mint ugyanez g_g -re. Ez azt jelenti, hogy g_l hatékonyabb a kimeneti interspike idők meghatározásában, mint az



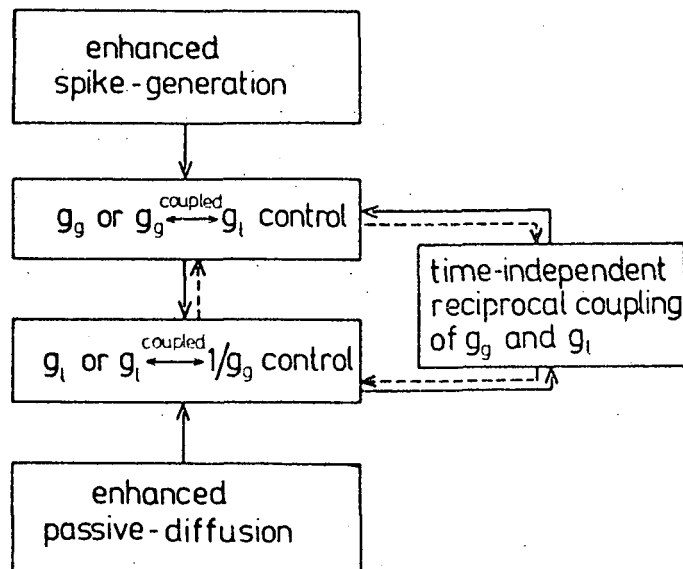


5. ábra

Görbe- és modellparaméterek az adatszegmens pozíció függvényében

aktiv spike generáló konduktancia. Az 5b. ábra az elnyújtott unimodális aktivitásra jellemző T.I.R.C. állapot statisztikai paramétereit mutatja; így az n folyamatszámot, a maximális gyakoriságu interspike időt τ_{max} és az illeszkedés legkisebb négyzetes hibáját az adatszegmens pozíció függvényében. A folyamatszám és a hiba együtt változik.

Az analízis által szolgáltatott nagy tömegű adatot sikerült összefogni egy sematikus görcsmodellbe, amely



6. ábra

Funkcionális blokk-séma, mint görcsmodell

funkcionális jellegű modell segítséget adhat az ionkonduktanciák szerepének az interpretálásához. A 6. ábra a szekvenciális hisztogram analízis eredményeként megadható görcsmodellt mutatja. Egy lehetséges ionikus interpretáció a következő: - az egyik irányban kiindulva a megnövekedett spike aktivitással együtt a rendszer Ca^{++} konduktanciája megnő / g_g kontrol/, amellyel együtt az arányosan csatolt Ca^{++} -mediált K^+ rendszer is aktiválódik / g_l -nek megfeleltethető a hiperpolarizáló K^+ kiáramlás/. A rendszer ezt követően átkerül egy olyan állapotba, ahol a valószínű intenzív K^+ kiáramlással együtt egy a Na^+ -al reciprokosan csatolt konduktancia folyamat alakul ki. Ez áttérhet egy időben szórt, deszinkronizált állapotba /T.I.R.C./, amely biztosítja az átmenetet a két jól definiált szélső eset között.

Irodalomjegyzék

- (1) Levine, M.W. and Shefner, J.M.: A model for the variability of interspike intervals during sustained firing of a retinal neuron. Biophys. J., 19/1977/, 241-252.
- (2) Pongrácz, F.: Biológiai membránokon mérhető feszültség és ionáram ingadozások vizsgálata. Egyetemi doktori értekezés, /Budapesti Műszaki Egyetem/, 1980.
- (3) Pongrácz, F., Pongrácz, Gy., Szente, M.: Microcomputer method for the analysis of spontaneous bursting activity of units in epileptic cat cortex. Electroenceph. clin. Neurophysiol., 49/1980/, 195-199.
- (4) Pongrácz, F., Szente, M.: Microcomputer-aided point-process analysis of epileptic unit activity. In Lectures of Inter. Symp. on Mathematical and Computational Methods in Physiology, Budapest, 1980. /Nyomdában/
- (5) Sanderson, A.C., Kobler, B.: Sequential interval histogram analysis of non-stationary neuronal spike trains. Biol. Cybern., 22/1976/, 61-71.
- (6) Szente, M., Pongrácz, F.: Aminopyridine-induced seizure activity. Electroenceph. clin. Neurophysiol., 46/1979/, 605-608.
- (7) Verveen, A.A., DeFelice, L.J.: Membrane noise. In J. A.V. Butler and D. Noble /Eds./, Progress in Biophysics and Molecular Biology Vol. 28 /1974/, 189-265.

Állami Kórház Balatonfüred

EMG 666-ra adaptált ciklikus szívfunkció
vizsgálati program

Németh László, Horváth Mihály, Hajduczki István,
Kármán Miklós és Kántor Ernő

Bevezetés

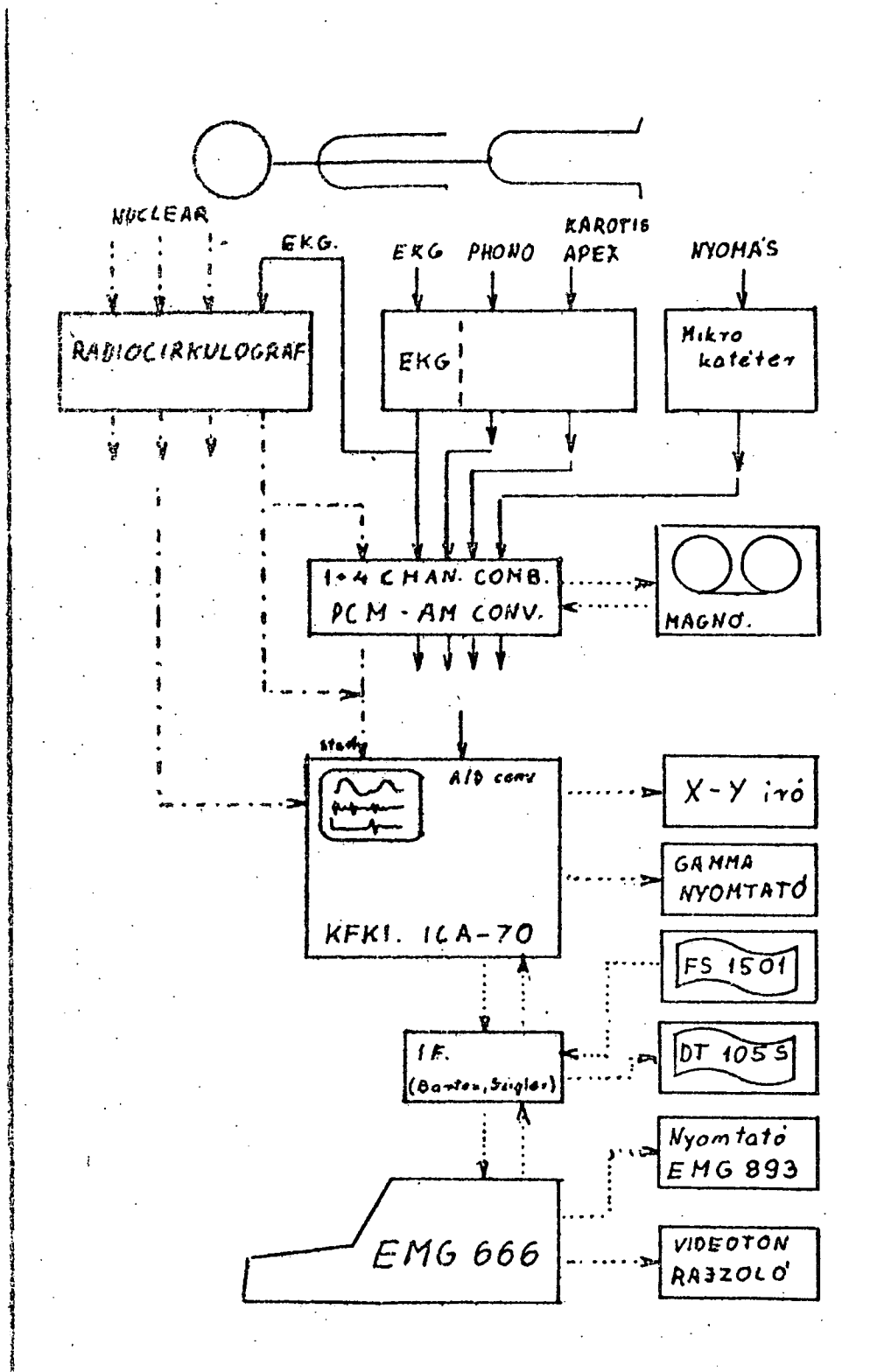
Horváth Mihály 1972-ben a szegedi Neumann Kollokviumon már beszámolt az izotóplaboratóriumban történt radiokardiogram és ciklogram mérések számítógépes kiértékeléséről (1). Az eddigi feldolgozások a Veszprémi Vegyipari Egyetem ODRA 1204-es számítógépén történtek.

Egy esztendeje egy EMG 666 típusu asztali számológépet helyezett ki hozzánk az EMG. Az eltelt idő alatt adaptáltuk eddigi programjainkat erre a gépre és egyidejűleg tovább is fejlesztettük azokat, számos segítséget nyújtva a méréseket kiértékelő orvos számára. A helyben történő feldolgozás gyorsabbá tette a vizsgálatok átfutását, a mérést azonnal követheti a kiértékelés.

A mérés és kiértékelés

A mérés és feldolgozás sematikus vázlatát az 1. ábra mutatja.

Radiocirkulográf: 3 csatorna nukleáris és egy csatorna az EKG R hullámból képzett pontos impulzusok tárolását és regisztrálását végzi. EKG R impulzus indítja valamennyi mérésünket.



1. ábra

EKG /NEK 3/ háromcsatornás EKG készülék: az EKG, az apex, a karotisz és fonokardiogramok felvételére.

4+1 csatornás PCM-AM konverter /Kelényi L./: 4 analóg /EKG, Apex, Fono, Karotisz vagy más/ és egy impulzus csatorna /EKG R imp./ tárolását és párhuzamos visszaját-szását teszi lehetővé.

KFKI ICA 70 Analizátor: Univerzális jelfeldolgozó, mely impulzusok és analóg jelek feldolgozását (A/D kon-verzió, multiszámlálása, időintervallum vizsgálat) végzi.

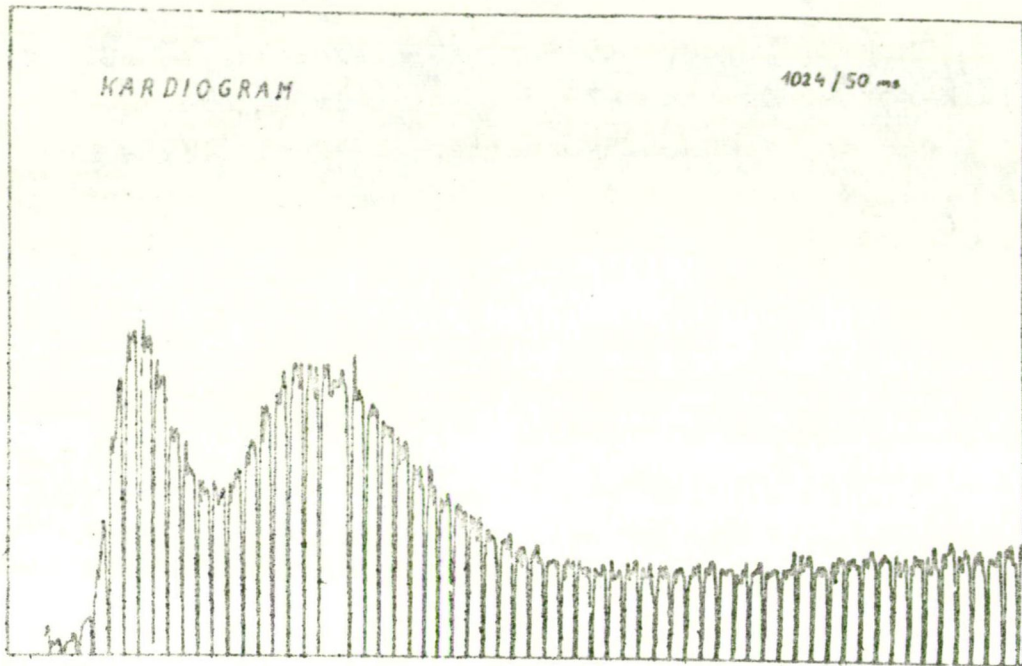
IF interface /Sziegler, Bartos/: Az ICA 70 és EMG 666, illetve közös perifériáik - lyukszalag lyukasztó és olvasó - illesztését végzi.

EMG 666: programjai segítségével a digitalizált mé-rési eredmények feldolgozását és perifériái - nyomtató, rajzoló - segítségével dokumentálást végez.

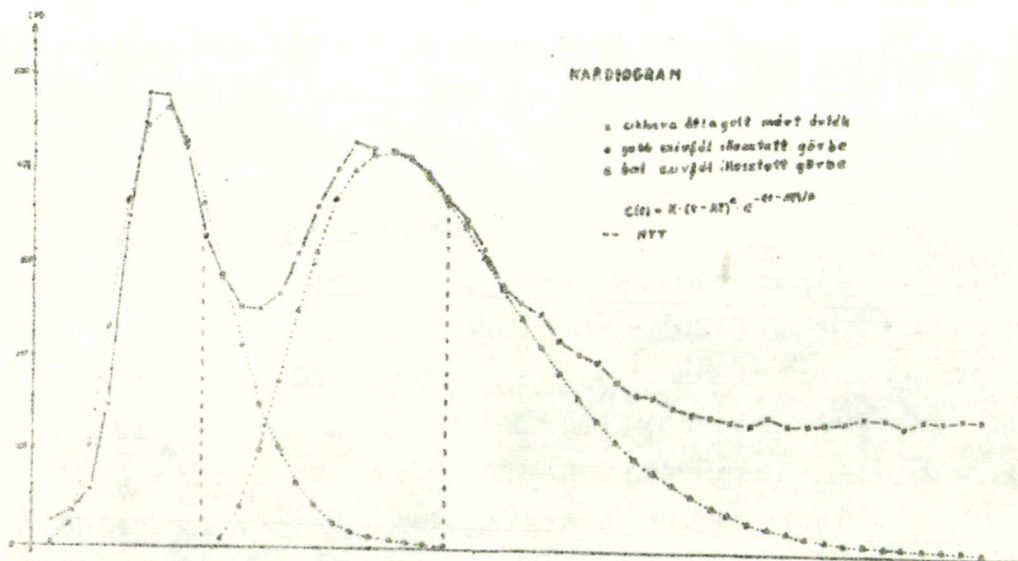
Radiokardiogram mérés és kiértékelés

A radiokardiogram a bőlusszerűen vénába adott izo-tópnak a jobb szívfélén, majd a tüdőn való áthaladása u-tán a bal szívfélén való átáramlását mutatja, miközben az izotóp eloszlik az egyes rekeszek vérmennyiségében.

A szív felett megfelelően kollimált detektorból származó impulzusok gyűjtését 50 ms időalappal végezzük, EKG R hullámmal kapuzva. Ez azt jelenti, hogy az EKG R impulzusból képzett 120 ms széles kapujel letiltja az a-nalizátor bemenetét, és így 1-2 csatorna 0 értéket vesz fel. Az így kialakult kardiogram /2. ábra/ biztos lehető-séget nyújt a ciklusonkénti beütésszámok átlagolására, melyet az EMG 666 programjával végzünk. A további feldol-gozás Jyrki Kuikka 2 módszereivel történik. Két gamma függvény illesztését végezzük el, először a jobb, majd a bal szívfélre vonatkozóan /3. ábra/. Az illesztés alap-



2. ábra



3. ábra

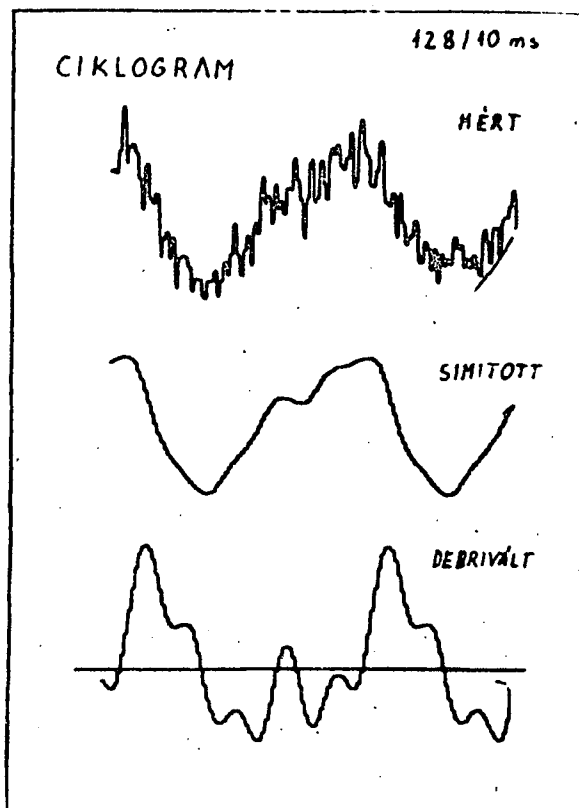
pontjainak kijelölésére két módszerünk van, a kiértékelést végző személy által, illetve egy statisztikai módszer segítségével (3). Ezt követően e két görbe alapján számítjuk a verőtérfogatot, a perctérfogatot, becsüljük az egyes szivfelek térfogatát stb.

Ciklogram mérés és kiértékelés

A ciklogram felvételére többnyire az ekvilibráció, vagyis az aktivitásnak a vérben való teljes eloszlása után kerül sor.

A felvétel több R impulzussal indított szivciklus koherens átlagolásával történik, általában 10 ms időalappal. Kollimálással és centrálással lehetőleg a bal szivfél ciklogramját rögzítjük.

A görbe természetesen az izotópos méréseknél jól ismert szórást mutat, ezért azt simítani kell /4. ábra/.



4. ábra

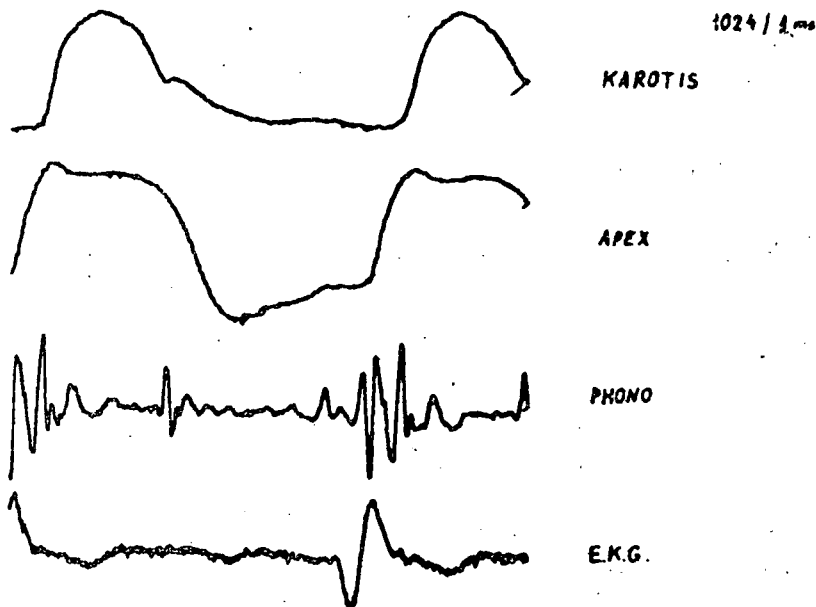
Kétféle választási lehetőséget ad a gép: Fourier sorfejtéses simítás, vagy súlyozott, illetve súlyozatlan átlagolással történő simítás. A Fourier simításnál a ciklus-idő-intervallum hisztogramot használjuk fel egyetlen szivciklus pontos kijelölésére. Ennek felvétele a ciklogram ideje alatt rögzített EKG-ből történik. A Fourier együtthatók számának megválasztása tapasztalati úton 5 és 8 között történik.

A keletkezett görbe viszonylag magas - a detektor látóterébe eső szövetek, szervek vértartalmából származó - háttérrel tartalmaz, melynek levonásáról gondoskodnunk kell. Ez történhet specialis kollimálás technikájával, illetve tapasztalati úton, kívánság szerint.

A nyugalmi ciklogram térfogat hitelesítése a nyugalmi verőtérfogattal történik. Amennyiben több ciklogram egymást követő felvétel történik meg, bomláskorrekciót is végrehajtottunk. A ciklogramból a szív térfogati és térfogatváltozási viszonyairól nyerünk információt. Ilyenek a max. DV/DT szisztole és diasztole esetén, gyors és lassu szisztole és diasztole stb., illetve mindezek idő és %-os adatai. Ezen adatok meghatározásához a görbén bizonyos pontok kijelölésére van szükség. Erre két lehetőségünk van; program segítségével mintegy automatikusan, illetve a feldolgozást végző által, a később ismertetendő módon.

Mechanogram felvétel és kiértékelés

A szív működésének megítélésénél nem elegendő pusztán a volumen viszonyok ismerete. A ciklogram felvételével egyidőben EKG, Apex, Karotisz és Fonokardiogram görbéket is regisztrálunk. Sor kerülhet esetleg katéteres nyomásgörbe felvételére is /5. ábra/.



5. ábra

Ezeket az analóg görbéket szintén ugyanazon EKG R impulzussal indítva vesszük fel, 1-10 ms-al mintavételezve azokat. Így érjük el ezen görbék szinkronját annak ellenére, hogy az analizátorba egymástól különböző időpontban, de ugyanazon szakaszból visszajátszva kerülnek bevitelre. A keletkezett időben szinkron görbék kiértékeléséhez is nagy segítséget nyújt az EMG 666 programrendszere.

A kiértékelést végző egy fénypontot tud végigléptetni az egyes görbéken. A feldolgozás szempontjából fontos ponthoz érve a számléptető állását írja be az EMG számológép kérdésére, mely automatikusan elvégzi az időkonverziót és a szükséges időintervallumok számítását.

Természetesen, ha szükséges, amplitudó szerinti értékelésre is alkalmassá tudjuk tenni a gépet. Egyenlőre

azonban csak időadatok meghatározása történik.

Programjaink számos egyéb segítséget is nyújtanak a kiértékelőket végzőknek. Így: keringővérmennyiség számítás, tetszőleges görbe maximum, illetve minimum helyeinek meghatározása, időintervallum, hisztogram kiértékelés stb.

Érdekes, és számos hasznos információt hordozó program az u.n. hurkgörbe képző program. Egyidőben szinkron volumen és nyomásgörbéből; volumen-nyomás, vagyis szívmunka görbe képezhető. Ezt a feladatot automatikusan végzi a gép, és az ICA 70 analízátoron megjeleníti a képzett hurkot. A további kiértékelésen még dolgozunk.

Programjaink az orvos által is könnyen kezelhetőek, mivel minden beadandó adatot előre kér a gép. Az EMG 666 képernyőjére kijelzünk minden tennivalót, amit a kiértékelést végzőnek csinálnia kell, a feldolgozás érdekében.

Az eredményeket az EMG 893 típusú nyomtatón is regisztráljuk. Így ez mintegy részét képezheti a kiadott leletnek. A programok tetszőleges sorrendben, akár külön-külön is futtathatók. Ha nem az előírt sorrendben hajtjuk végre a programokat, gondoskodni kell az általuk használt valamennyi adat beviteléről. A programok által használt adatmező közös és egységes, így ez nem nehéz feladat.

Ilyen komplex vizsgálatból klinikai, statisztikai értékelésre elegendő mennyiséget még nem tudtunk végezni. Időadataink jó egyezést mutatnak külföldi szakirodalmakban közölt értékekkel.

Irodalomjegyzék

- (1a) Horváth M., Tomor B., Szabó D., Delzsényi M.:
A radiokardiográfia kiértékelésére kidolgozott egyszerűsített számítógépes eljárás.
NJSZT 3. Kollokvium, Szeged, 1972. 281.
- (1b) Horváth M.: Centrális és perifériás radioizotópos cirkulográfia elmélete. *Cardiologia Hungarica*, 1979.
- (2) Jyrki Kuikka: $^{113}\text{In}^m$ radiocardiographic measurements of cardiopulmonary parameters in healthy subjects and in cardiac patients.
Finland
- (3) M. Baroni, G. Valli, M. Mariani: C.N.R. Institute of Clinical Physiology at the University of Pisa. Computer Analysis of Radiocardiograms by means of a Statistical Model.

SOTE Számítástechnikai Csoport

Biológiai analóg jelfeldolgozó laboratórium létreho-
zása TPA/I kisszámítógépen és használatának tapasztalatai

Kismarty-Lechner Ildikó és Viszt Éva

Egyetemünkön sok helyen folyik analóg jelek értékelésével kapcsolatos kutatómunka, legtöbb helyen hagyományos eszközökkel és módszerekkel. Különböző intézetek fejlesztő-kutató tevékenységének eredményeképpen léteznek jól működő rendszerek, de ezek csak egy-egy kiemelt terület speciális problémáit oldják meg.

A Számítástechnikai Csoport több - a biológiai analóg jelek mérésével és értékelésével foglalkozó - elméleti és klinikai kutatómunkában vesz részt a problémák megfogalmazásától a módszer kiválasztáson keresztül a rendszeres értékelés beindulásáig. A teljesség igénye nélkül felsorolunk néhány, az analóg laboratóriumban végzett orvos-biológiai feladatot:

- orális glicerin terápia során végzett EEG vizsgálatok elemzése,
- szimpatikus efferens idegek összetett aktivitásának kvantitatív analízise,
- spontán és szupramaximális ingerléssel kiváltott potenciálok analízise,
- Tensilon-hatás vizsgálata külső szemizmok tónusára és elektromos aktivitására,
- léguti áramlási sebesség és oesophagus nyomásgörbék spektrális analízise,

- placentáris transzfúzió hatása újszülöttek adaptációjára,
- szülés alatt mért intrauterin nyomás és magzati szívfrekvencia görbék értékelése.

A sokrétű felhasználói igények kielégítésére hoztuk létre a központi analóg jelfeldolgozó laboratóriumot a Számítástechnikai Csoport eszközbázisára építve, és ilymódon off-line feldolgozási lehetőséget biztosítottunk az analóg mérőhelyek számára. A laboratórium olyan általános célú, moduláris felépítésű, sorozatmérésre és -értékelésre alkalmas rendszer, mely speciális feladatok megoldását is lehetővé teszi. Ilyen rendszer tudomásunk szerint hazánkban nem volt, és jelenleg sincs kereskedelmi forgalomban. Az előadás célja, hogy ismeresse a laboratóriumi jelleggel működő jelenlegi rendszert és - a használata során szerzett tapasztalatok alapján - továbbfejlesztésének irányait és lehetőségeit.

A laboratórium létrehozása érdekében 1976/77-ben egy 16K szavas TPA/I kisszámítógépet installáltunk 256K szavas fixfejes diszkkal. Az analóg jelekkel kapcsolatos különböző típusú feladatok elvégzésére leggyakrabban CAMAC rendszert használunk, melynek fontos moduljai:

- CAM 1.02 keretvezérlő
- CAM 5.01 óra
- CAM 4.05 A/D konverter és CAM 4.07 multiplexer
- CAM 3.02 display vezérlő és CAM 3.03 plotter vezérlő,

ill. RA-01 típusu rajzdigitalizáló berendezést.

Az analóg jeleket mágnesszalagra rögzítve vagy papirregisztrátumon kapjuk, nem zárva ki annak lehetőségét, hogy más laboratóriumban digitalizált adatokat is fogadjunk. A digitalizált adatok és eredmények tárolásá-

ra mágnesszalagos egységeket /EC 5017/, megjelenítésükre X-Y rajzolót /BAK 5T/, CAMAC display-t /CAM 3.01/ és maximum 4 csatornás gyors regisztrálót használhatunk.

A laboratórium kialakításával nem célfeladatokat kívántunk megoldani, hanem olyan software-t létrehozni, amely a felmerülő célfeladatok megoldásának alapjait képezheti, s kisebb kiegészítéssel megoldását teljessé teheti.

Az OS/I operációs rendszer alatt működő off-line programrendszerünk legnagyobb részét SLANG1 assembler nyelven irtuk, a gép lehetőségeinek jobb kihasználása és a futási idők csökkentése érdekében. Az analóg jelek értékeléséhez használjuk még az R-20-on működő BMDP és idősor analízis programcsomagokat, illetve a mindkét gépre magasszintű programnyelveken megírt egyedi programokat is.

A laboratóriumban az alábbi feladatokat végezhetjük el:

- analóg jelek digitalizálása,
- a digitalizált jelek értékelése,
- a digitalizált és értékelt jelek megjelenítése,
- adatok fogadása és átvitele a TPA/I és az R-20 számítógépek magasszintű programnyelvei felé.

A rendszert laboratóriumi jelleggel használhatjuk.

A laboratóriumi programok használatának egyszerűbb elsajátítása érdekében egységes kezelési módot alakítottunk ki. Ezért

- vezérlésük /elindítás, leállítás, módosítás/ a konzol írógép /display/ billentyűzetéről történik,
- kezdeti beszélgetéssel indulnak, mellyel az adott program funkcióiból kiválasztjuk a megfelelőket /paraméter-definiálás/.

A fentieken kívül közös jellemzőik:

- sorozatfeldolgozásra készültek, így több file egymás utáni feldolgozása lehetséges a paraméter-definiálás megismétlése nélkül /leggyakrabban mágnesszalag egységet használunk, egy szalagra több file-t írunk/,
- maximálisan 8 csatorna adatainak feldolgozására alkalmasak,
- az adatokat egy file-on belül általában 4-4096 pontból álló blokkokba rendezzük, ez a feldolgozásra kerülő tartomány egyik kijelölési lehetősége,
- a programok futásáról - ahol célszerű - sornyomtatón jegyzőkönyv készíthető.

Az analóg jelek digitalizálására két analóg bemeneti lehetőségünk van.

11-előjel bites A/D konverzió CAMAC-on keresztül, amelyet az ADC programok valósítanak meg. Analóg magnetofonról érkező jelek digitalizálására alkalmasak. Az analóg jelek bemeneti feszültség tartománya a CAMAC multiplexer bemenetén $\pm 5V$, így a szintfelbontás $\sim 2,5mV$. A jelek csatlakoztatására és a multiplexer védelmére egy nálunk fejlesztett egységet használunk.

A mintavételi frekvencia a CAMAC óra diszkrét értékeit, illetve annak egy részhalmazát veheti fel. Korlátozó tényező a TPA/I sebessége és a programok szervezése /pl. digitalizálás alatt csatornánkénti rendezés/. Csatornánként azonos vagy eltérő mintavételi frekvenciával mérhetünk. Az elérhető maximális mintavételi frekvenciát a $10.000/\text{csatornaszám}$ hányados adja meg Hz-ben. Eltérő mintavételi frekvenciák esetén azok legkisebb közös többszörösével mérünk, az adatokat csatornánként mindig rendezzük, így az előbb említett maximumok egynegyede érhető

el. A mintavételi frekvenciát az analóg magnetofonok sebességváltási lehetőségének kihasználásával korrigáljuk.

A digitalizált adatok rögzítése mágnesszalagra történik.

A/D konverzió RA-01 rajzdigitalizáló berendezéssel, amelyet 1979-ben illesztettünk a TPA/I-hez. A rajzdigitalizáló 1,25, ill. 2,5 mm-es felbontásra állítható be. Lassan változó egy- és kétváltozós jelek digitalizálására használjuk. Az adatok fogadása a MATH programcsomaggal történik, amelyről később még szó lesz.

A digitalizált jelek értékelésére leggyakrabban - az assemblerben írt - MATH programcsomag műveleti rutin-készletét használjuk.

Valamennyire jellemző, hogy az egyidejűleg feldolgozásra kerülő komplex pontok száma kettő hatványaként definiálható 4-től legfeljebb 4096-ig. A valós-képzetes résszel megadott komplex adatok abszolútérték-fázisra való konverziója is elvégezhető.

A MATH programcsomag műveleti rutinjai által használt számábrázolás egyszavas kettes komplementes fixpontos, nagyságrendjét blokkonként és csatornánként egy skálafaktor korrigálja. Az ilyen szerkezetű adatokat "értékelő formátumu"-nak neveztük el.

Az analóg jelek értékelésének gyakran használt módszere a Fourier transzformációra alapozott teljesítményspektrum számítása. Ezért a programcsomag műveleti rutinjai között kiemelt fontosságú a Cooley-Tukey algoritmus alapján működő Fast Fourier /FFT/ és Inverz Fast Fourier /IFFT/ transzformációt végrehajtó szubrutin (1). Ezek futási ideje kedvező, mert 1024 pont esetén 4,5 sec és 4096 pont esetén is csak kb. 10 sec.

A programcsomag műveletei között szerepelnek az IFFT

és FFT felhasználásával számítható auto- és keresztkor-relogrammok. Ezek futási ideje az FFT futási idejének kb. 2-, ill. 3-szorosa. A keresztkorrelogramm számítása max. 2048 ponton végezhető el.

Az integrál transzformáció hibáinak korrigálására ablakfüggvényeket használunk /Cosinus, Bingham-, Parzen, Hann-, Hamming-féle ablakfüggvények/.

A MATH programcsomag műveleti rutinkészlete további algoritmusokkal bővíthető, a rutinok 2K szónál nagyobb területet nem foglalhatnak el.

A BASIC nyelven kifejlesztett értékelő programjaink közül példaként említjük a következőket:

- időfüggvények amplitudó analízisét végző program-csomag /átlag, szórás, terjedelem, ferdeség, lapultság, amplitudó-hisztogramm stb./,
- alapvonal és hitelesítőjel értékelése,
- markerjel alapján akciós potenciálok keresése, latencia idő, nullátmenetek, szélsőértékek, sulypontok számítása,
- speciális csucskereső program alap- és felharmónikusok keresésére.

A digitalizált adatok megjelenítésére három eszközt használhatunk:

A CAMAC display elsősorban ellenőrzési és válogatási célokat szolgál. Az ADC programokkal digitalizált jelekből egyidejűleg legfeljebb 2 csatorna adatait jelelni lehetjük meg, automatikusan egyik blokkot a másik után. Lehetőség van a kép megállítására, előre- és visszaugrásra, valamint a konzol display-n a blokksorszám kiíratására. Más típusu adatok ellenőrzésére a MATH programcsomag alkalmazható.

A *plotter* (X-Y író) elsősorban dokumentációs célokat szolgál. Előnye, hogy a kép később is ellenőrizhető. Hátránya viszont, hogy a pontonkénti kiíráshoz legalább 100 msec-os késleltetést kell használni, a papírt képenként cserélni kell. Kevésbé mutatós ábrák a MATH programcsomaggal gyorsan készíthetők. Szép ábrákat BASIC programokkal tudunk rajzolni, ezek futási ideje az előzőek többszöröse.

A *gyorsregisztráló* szintén ellenőrzési és válogatási célokat szolgál. Elsősorban hosszú adat file-ok esetén használjuk és főként akkor, ha az oszcilloszkópon való megjelenítés nem elegendő. A MATH programcsomaggal két csatornás regisztráló vezérelhető. Lehetőség van digitalizált adatok négycsatornás megjelenítésére is.

A *magasszintű programnyelvekhez* a MATH programcsomag "üres" műveletének felhasználásával csatlakozhatunk. Ezt az teszi lehetővé, hogy mind a műveleti és megjelenítő modulok, mind az input/output modulok önállóan fejleszthetők, rugalmasan változtathatók.

Az input/output modulok az OS/I operációs rendszer periféria kezelését további funkciókkal egészítik ki, illetve lehetővé teszik más perifériák /pl. RA-01 rajzdigitalizáló/ kezelését. Ezért ezeket "álhandler"-eknek neveztük el. Az input álhandlerek végzik a különböző adatszerkezetű adatok fogadását és átalakítását az értékelő formátumra. Az output álhandlerek ebből az ábrázolási módból kiindulva a kiválasztott adatszerkezetű file-okat hozzák létre.

Álhandlereket készítettünk a TPA/I BASIC és az R-20 FORTRAN, illetve PL/1 programnyelvek felé, lehetővé téve ezzel a korábban említett értékelő programokhoz való csatlakozást. Ennek a lehetőségnek különös fontosságot tulajdonítunk, mert ezáltal válik rendszerünk nyitottá a további kis- és nagygépes feldolgozások felé.

A SOTE központi analóg jelfeldolgozó laboratóriumát TPA/I + CAMAC hardware-re telepítettük. A software-t assembler nyelven irtuk. A moduláris felépítés következtében a rendszer könnyen továbbfejleszthető. Több kisebb hardware fejlesztést végeztünk, az alapsoftware-ben néhány módosítást eszközöltünk, illetve az operációs rendszert speciális, de máshol is felhasználható programokkal bővítettük. Más rendszerekkel és gépekkel a kapcsolatot mágnesszalagok segítségével tudjuk biztosítani.

Rendszerünk továbbfejlesztésére két irányú lehetőséget is látunk:

- magát a rendszert egy nagyobb ESZR géphez lehetne csatlakoztatni, mely az on-line adatátvitelen kívül a kis gépen nem realizálható feladatok azonnali elvégzését is lehetővé tenné,
- elképzelhető ezenkívül a meglevő rendszer megfelelő moduljainak felhasználásával, laboratóriumi célrendszerek létrehozása is, abban az esetben, amikor a kiválasztott módszerek rutinszerű alkalmazására sor kerülhet.

A laboratórium fejlesztési munkáiban részt vettek a szerzőkön kívül Ormai Lóránt, Szalayné Keszthelyi Éva, Bydeskuty Zoltán és Szekeres László is.

Irodalomjegyzék

- (1) Robert K. Otnes, Loren Enochson: Digital time series analysis
- (2) Kismarty-Lechner Ildikó: MATH dokumentáció /kézirat/
- (3) Viszt Éva: EAN-DIG dokumentáció /kézirat/
- (4) Az analóg laboratórium felhasználói kézikönyve /kézirat/.

Országos Korányi TBC és Pulmonológiai Intézet

FFT program fejlesztése és orvos-biológiai alkalmazása
mikroprocesszoros jelalakanalizátorban

Angyal István és Debreczeni Lóránd

A bio-medicinális kutatásokban gyakran foglalkoznak az analóg jelsorozatok /pl. a vérkeringési rendszer, vagy a légzési rendszer nyomás- és áramlási görbéinek, vagy EKG, EMG, EEG stb. görbék/ mintavételezett, diszkrét pontokból álló jeleinek analizálásával.

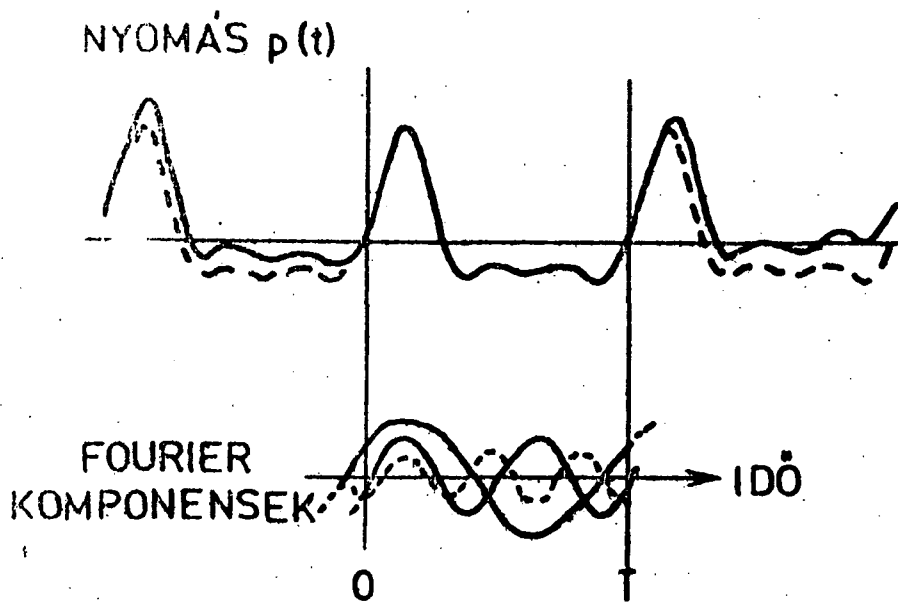
Egy jelalak periódusainak karakterizálására az egyik módszer a jelalak Fourier sorbafejtésének előállítása; vagyis megkeresni azon sinus és cosinus függvényeket, amelyek szuperpozíciójaként a jelalak előállítható. A gyakorlatban ekvidisztáns helyeken mintavételezett jelsorozatot kell előállítani, ami a diszkrét Fourier transzformáció. Az előállítást ekkor a következő formában keressük az x_i mintavételezési helyeken:

$$f(x_i) = a_0 + \sum_{j=1}^{[T/2]} \left(a_j \cos \frac{2\pi \cdot j}{T} x_i + b_j \sin \frac{2\pi \cdot j}{T} x_i \right) \quad [1]$$
$$i = 0, \dots, T-1$$

ahol T a periódus hossza. Az a_0, a_i, b_i együtthatókat kell megkeresni. A gyakorlatban megelégednek a nagy amplitudójú, alacsony frekvenciás komponensek meghatározásával.

A mérés technika (1,4), valamint a gyors Fourier transzformáció elméletének és a digitális számítástechni-

kának a fejlődése lehetővé tette, hogy az artériás vérnyomáshullámok spektrális analizisét is elvégezzék. Az 1. ábra mutatja egyetlen pulzushullám analizisét: látható, hogy a nyomáshullám az első három harmonikussal már jól leírható.



1. ábra

Az ábra felső részén pulzus nyomás hullámok, alul pedig a Fourier komponensek láthatók /U. Gessner ábrája után/

A módszer elterjedését az elektronika ipar igen intenzív fejlődése segítette, elsősorban a mikroprocesszorokra alapozott intelligens /digitális cél-/ műszerek megjelenése.

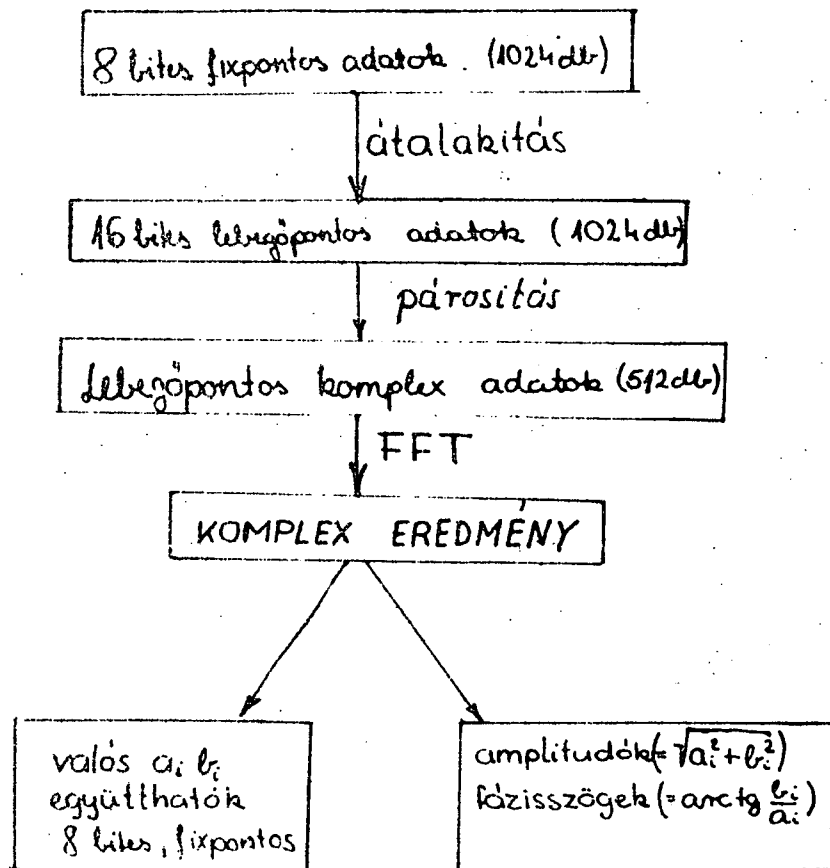
Hazánkban az EMG gyár készített elsők között széria gyártmányu intelligens készüléket, az 5500 típusu jelalakanalizátor rendszert. Ezen analizátorba Intel 8080 típusu mikroprocesszort építettek be. A diszkrét gyors Fourier transzformációt végző programunkat így Intel Assembly nyelven irtuk meg és az analizist 1024 ponton végeztük el.

FFT programunk a 8 bites input adatokon a számításhoz sok pontossága érdekében lebegőpontos formában 11 bites mantisszával és 5 bites exponenssel végzi el a műveleteket. A 2. ábra a program blokksémáját tünteti fel. A 2. ábrán látható, hogy a végeredmény kétféle alakban nyerhető a felhasználó igénye szerint: a/ a komplex párok képzésénél mindig a páros indexű adat adja a valós részt és a páratlan indexű adja a képzetes részt. b/ az analizátor displayán megjeleníthetők az abszolút értékek, ill. a fázis szögek is. A program lehetővé teszi mind a valós, mind a képzetes értékű jelek Fourier analizisét. Az FFT, az abszolút értékek és fázisszögek számítására a jelalaktól függően kb. 15-60 sec szükséges.

Intézetünkben kísérleti állatok hörgő-rendszerének vizsgálatára használtuk a Fourier transzformációt. A kísérleteket normál és kéndioxiddal inhaláltatott patkányokon végeztük (2). 300 ppm kéndioxidot tartalmazó gázkeveréket naponta 2-4 órán át lélegeztek be a patkányok, összesen 80 órán át, az inhaláció eredményeképpen bronchitis alakult ki.

A légúti áramlási sebességet KL 76 típusu készülékkel mértük, és a jeleket EMG 4677 típusu magnón tároltuk (5). A tárolt jelsorozatokból választottuk ki az FFT analizishez a megfelelő szakaszokat. A mintavételezés 100 Hz frekvenciával történt.

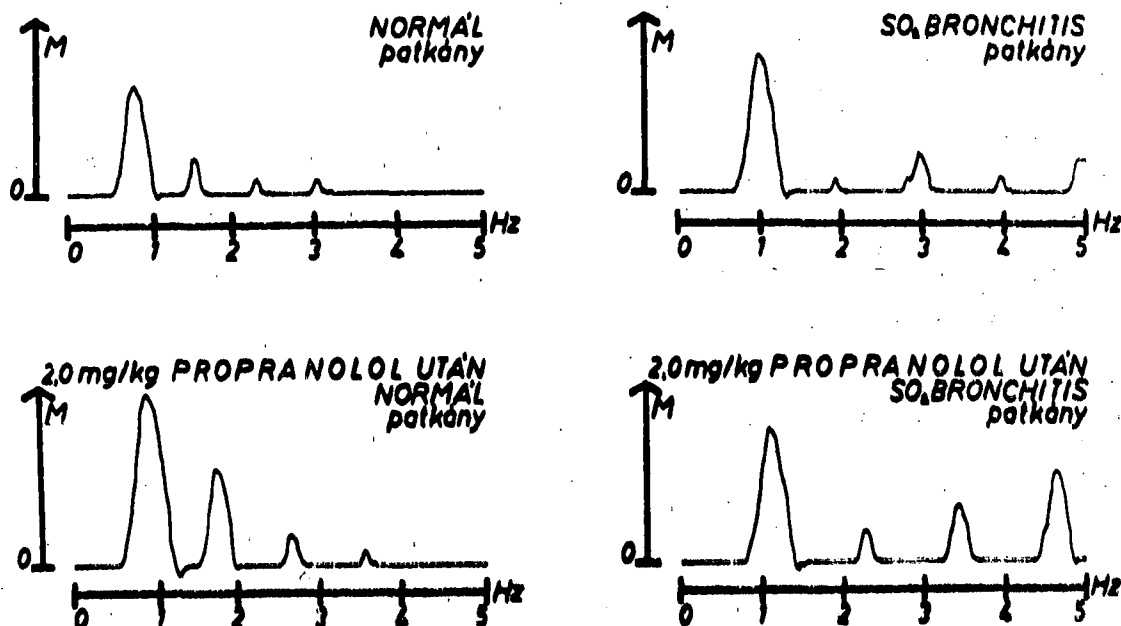
Az FFT program vázlata



2. ábra

Intel 8080 bázisu FFT program blokk-sémája

LÉGÜTI ÁRAMLÁSI SEBESSÉG



3. ábra

Patkányok léguti áramlási sebesség görbéinek FFT analízise. Az analízist 8-10 görbén végeztük el, a jeleket az analízis előtt a hálózati zaj eliminálása céljából 2-3-szor simítottuk. Az X-Y plotteren az abszolút értékeket rajzoltattuk ki az alacsonyfrekvenciás tartományban.

A 3. ábra a Fourier analízis eredményét mutatja. Az ábra bal oldalán egy normál, az ábra jobb oldalán egy bronchitiszes állat adatai láthatók. Az ábra alsó részén a bilaterális vagotomia és a bronchokonstriktor hatású propranolol együttes hatására kialakuló változásokat mutatjuk be. Az ábrán látható, hogy kezeletlen állapotban is a bronchitiszes patkányokban a felharmonikusok száma

és amplitudója növekszik a normál kezeletlen állatokhoz hasonlítva. Különösen gazdag a spektrum a bronchitiszes, vagotomizált és propranolollal kezelt állatban.

A bilaterális vagotómia a légzésszabályozást jelentősen károsítja: a légzési frekvencia gyérül, de ugyanakkor a léguti áramlási sebesség és a légzési volumen növekszik. Ha a térfogat áramlási sebesség változások egy szűkített hörgőrendszerben valósulnak meg /propranolol kezelés/, akkor a rendszerben a laminális áramlási feltételek károsodnak, sőt turbulencia is kialakulhat. Így a léguti áramlási sebesség görbék FFT analízise alapján a hörgők állapota kvantitativ már akkor is vizsgálható, mikor a hullám morfológiai analízis még kóros elváltozást nem mutat ki.

Irodalomjegyzék

- (1) J.S. Bendat, A.G. Piersol: Measurement analysis of random data. John Wiley and Sons INC. New York - London - Sidney, 1966.
- (2) L.A. Debreczeni, A. Ringelhann, K. Vértess, E. Bencze, L. Steiner: Effect of vagotomy and propranolol on bronchial reactivity of normal and SO₂ bronchitis rats IUPS Congress, Budapest, 1980.
- (3) U. Gessner: Vascular input impedance. In Cardiovascular Fluid Dynamics, Ed. D.H. Bergel. Academic Press London, New York, 1972. Vol. 1. pp. 315-350.
- (4) D.A. McDonald: Blood flow in arteries. Edward Arnold, London, 1960.
- (5) Gy. Satori, L.A. Debreczeni: KL'76 pneumoscreen for small animals. IUPS CONGRESS, Budapest, 1980.

MTA SZTAKI Budapest

A personal computerek alkalmazási lehetőségei a kórházi
adatnyilvántartásban és egyéb egészségügyi területeken

Hannák László, Kovács Kálmán és Lengyel Tamás

Bevezetés

Az előadásban felvázoljuk a personal computerek felhasználásának lehetőségeit és annak korlátait az egészségügyi szolgáltatás és ellátás, ill. az orvostudomány egyes területein.

Némileg tisztázásra szorul a personal computer fogalma. A mikroprocesszorok fejlődése magával hozta személyes használatra szolgáló, a calculatoroknál lényegesen nagyobb kapacitású számítógépek megjelenését elérhető áron. Ezek a gépek, és a hozzájuk kifejlesztett operációs rendszerek lehetővé teszik a meglehetősen bonyolult felhasználói programok írását, magas szintű programozási nyelven, valamint 10-100 ezer byte nagyságrendű adatállományok kezelését. A gépek működtetése egyszerű, könnyen megtanulható. Üzembiztonságuknál és felépítésüknél fogva üzemeltetésük gyerekjáték, a gép a beszerzési költségén kívül nem igényel egyéb beruházást.

Emlékeztetünk arra, hogy a tavalyi Országos Konferencián elhangzott egy előadás a personal computerek és moduljaik teljesítményével és árával kapcsolatban /Zámori Zoltán, KFKI/.

Intézetünkben kísérleti jelleggel működik egy TRS-80 personal computer. Kezdetben a bonyolultabb feladatok

szempontjából minimálisnak tekinthető konfigurációban üzemelt /32 Kbyte központi memória, 1 keyboard, 1 display, 1 kazettás magnetofon/, később sikerült egy floppy-disk egységet, egy printert és 32 Kbyte kiegészítő memóriát is beszerezni. /Az üzemeltetéshez szükséges hardware-rel együtt./ Pillanatnyilag a gép programozható memóriája 48 Kbyte. Egy floppy-diszken kb. 83 Kbyte információt lehet tárolni. A BASIC programozási nyelv interpreterje és az operációs rendszer teszi ki a gép 16 Kbyte-nyi ROM-ját. /Read-only-memory./ E konfiguráció ára kb. 2000 dollár.

Még tavaly sikerült kipróbálnunk az ABC-80 personal computert. Mindkét géppel kapcsolatban kellemes tapasztalataink vannak.

Értesüléseink szerint a közeljövőben, korlátozott számban, hazánkban is kapható lesz az ABC-80, két magnetofonos verzióban, és lehetséges, hogy egyéb konfigurációban is. A gépek mindenesetre úgy készülnek, hogy a konfigurációtól függetlenül a csatlakozók előre beépítésre kerülnek.

Kórházi és rendelőintézeti adatnyilvántartás

Most nem vállalkozhatunk arra, hogy egy kórházi beteg- vagy ágynyilvántartási rendszert elemezzünk, és arra sem, hogy egy ilyen érdemben felvázoljunk. Nem is ez a célunk. Azt szeretnénk megvizsgálni, hogy vajon mekkora tárolási kapacitást igényel egy ilyen rendszer, és ezt mennyire hatékonyan lehetne megvalósítani personal computeren.

Elképzelésünk szerint a feldolgozás a kórház, ill. rendelőintézet osztályain történne és a tárolás is osztály-orientált lenne, de természetesen olyan módon, hogy a kórház egészére vonatkozó információkat is könnyen lehes-

sen mozgatni és adminisztrálni.

Betegnyilvántartás

A betegnyilvántartás megvalósítására kétféle rendszert látunk célszerűnek: az egyik az archiválás feladatát oldaná meg, a másik az ápoltak aktuális állapotára és kezelésére vonatkozó információkat kezelné /az utolsó két hét eseményeinek tükrében/.

Hangsúlyozottan nagyon vázlatosan lássuk a két adatrendszer leírását /zárójelben a reálisnak tűnő byteigényeket tüntettük fel/.

Az archiváló rendszer

Az adatok három típusát különböztetjük meg:

i/ a beteg adminisztratív adatai /cca. 230/

azonosítója /7/

neve /20/

leánykori neve /20/

anyja neve /20/

születési helye /20/

születési ideje /6/

kora /1/

lakhelye /25/

neme /1/

családi állapota /1/

foglalkozás kódja /3/

ii/ a beteg kezeléseivel kapcsolatos adatok /cca. 900/

/átlagosan 5 kezeléssel számolva/

kezelések száma /2/

az i/ kezelés kezdete /6/, vége /6/,

helyének kódja /1/, iktatószáma /7/

az i/ kezelés során kezelt betegségek kódjai

/alapdiagnózis, kísérőbetegségek, /9/

az i/ kezelés során szerzett leletek kódjai
/átlagosan 10 leletet számolva, minden le-
let egy kódból /3/ és egy számból áll /5/,
/összesen cca. 80/

az i/ kezeléssel kapcsolatos megjegyzések /50/

iii/ egyéb adatok /cca. 260/

anamnézis /cca. 250/

kontroll időpontja /6/

kontroll helyének kódja /4/

Ezek szerint egy beteggel kapcsolatban átlagosan 1300 byte-nyi információt számolva kb. 65 beteg archiválása le-
hetséges egy floppy-disken. A personal computerekhez álta-
lában négy darab disk drive-ot lehet csatlakoztatni, i-
lyenkor mintegy 200 beteggel kapcsolatos adatállományt le-
het egyszerre kezelni.

Az aktuális kezelést támogató rendszer

Ez az adatállomány a lázlapon vezetett bejegyzéseket
tartalmazná, két hétig visszamenőleg. Az előző tipizálás
szerint:

- i. a beteg iktatószáma /7/, neve /20/, felvételének
ideje /6/, helyének kódja /4/, kórterem száma /1/,
ágy száma /1/
- ii. a beteg napi leletei, két hétig visszamenőleg
/hőmérséklet, pulzus, vérnyomás, légzés, test-
súly, széklet, hányás, köpet, vizelet: cca. 250/,
a gyógyszerelés két hétre visszamenőleg
/gyógyszer, ill. gyógymód kódja /2/, gyógyszer-
elés módja /2/, mennyisége /2/, napi száma /2/,
cca. 2000, átlagosan 20 gyógyszert számolva/.
- iii. egyéb leletek /cca. 100/
megjegyzések /cca. 500/.

Ezek szerint egy beteggel kapcsolatban átlagosan 3000 byte-nyi információt számolva, kb. 21 beteg naprakész "lázlapját" lehetséges egy floppy-disken tárolni. Ez indokolja azt az elképzelésünket, hogy ezt a rendszert osztályonként érdemes felépíteni és karbantartani; esetleg personal computerek hálózatán keresztül az egész kórház területén lekérdezhetővé tenni.

Természetesen, az igényeknek megfelelően a felvett és tárolandó adatok számát bővíteni, vagy akár csökkenteni, ill. az adatok tartalmát vagy formáját változtatni is lehet, és ezért a betegek számában kifejezhető diskkapacitás is változhat, meggyőződésünk szerint azonban a nagyságrend helytálló.

A megfelelő kezelő programrendszer fő célja az lenne, hogy a tárolás és lekérdezés feladatát egyszerűsítse. Ez elsősorban az egyes betegek kórtörténetéhez és kezeléséhez tartozó archiv és aktuális adatok gyors és szelektív elérését jelenti. Természetesen a szokásos statisztikai kimutatások és az egészségügyi adminisztráció körébe tartozó egyéb kötelező összesítések is könnyűszerrel elkészíthetők felhasználói programok segítségével. A rendszer egy lényeges és eddig még nem említett tulajdonsággal is rendelkezne: a kutató és a kutatói vénáju gyakorló orvosok /ha ez a distinkció egyáltalán helyénvaló/ olyan mintákhoz juthatnának, fölösleges adminisztratív munka nélkül, amelyekkel komplex orvosbiológiai, pharmacológiai, élettani elemzéseket, statisztikai vizsgálatokat végezhetnek úgy, hogy ehhez nem kell külön adatszolgáltatás, s így az ebből eredő inkonzisztenciák elkerülhetők.

Ágynyilvántartás

Ez a feladat az egész létesítmény viszonylatában és disk-drive nélküli konfigurációval is megvalósíthatónak tűnik. Minden ágygal kapcsolatban elegendő az ágy azonosítóit, az osztályon levő fekvőhelyek számát, az aktuális vagy várható foglaltság kezdetét és az ágy felszabadulásának várható időpontját tárolni.

Az ágyakra vonatkozó aktuális adatok kazettán való tárolását és karbantartását az ABC-80-on egyszerűen, a TRS-80-on valamivel bonyolultabban lehet megoldani. A nyilvántartás keresési feladatát egy viszonylag egyszerű program is képes ellátni.

A personal computer, mint az orvosi kutatómunka segédeszköze

A kutatóorvosok nagy része használ calculatort, egy kisebb részük ezek programozható, ill. valamilyen speciális célra kifejlesztett változatát is. Hangsúlyozzuk, hogy a personal computerek calculatorként is használhatók, sőt ilyen típusu felhasználásuk a kézi számológépnél lényegesen hatékonyabb, és természetesen készen vásárolt programcsomagok futtatása is lehetséges rajtuk.

A bonyolultabb feladatok megoldásához is elegendő a BASIC programozási nyelv, amely előképzettség nélkül is könnyen és gyorsan elsajátítható olyan szinten, ami felhasználói software írásához szükséges. A calculátorokkal való összehasonlításnál döntő szempont a háttértároló és a kb. egy gépelt oldalnyi információ megjelenítésére alkalmas display. A megfelelő calculatorokéhoz képest 5-10-szeres ár persze egyben azt is jelenti, hogy ha valakinek csak calculátoron is elvégezhető számításokra van szüksége-

ge, akkor nem érdemes personal computert vennie, de ha egyébként úgysem nélkülözhetné egy számítógép szolgáltatásait, és egy personal computer kielégíti az igényeit, akkor ilyen gép és a szükséges software beszerzésével a számológép, ill. calculator vásárlásának gondjaitól /és költségeitől/ is megszabadult.

Egy nagyon érdekes, sokrétű alkalmazásra lehetőséget nyújtó eszköz az u.n. Word Processing Program, amellyel cikkek, levelek, okmányok szerkeszthetők, a titkári, titkárnői tevékenység egy része automatizálható. A megfelelő software-választék elég nagy, az árak széles skálán mozognak, de nem túl magasak.

A kutatómunka segítésére statisztikai és egyéb programcsomagok vásárolhatók, vagy fejleszthetők. Ezek használata - különösen a Betegnyilvántartás pontban említett rendszerek megteremtése után - igen hatékony munkát tesz lehetővé, mind a kutató, mind pedig a gyakorló orvos számára.

Egyéb lehetőségek

A personal computer megfelelő software és némi hardware beszerzésével hálózatban is működtethető, telefonhoz való csatlakoztatással nagyobb számítógép távállomásként is üzemeltethető.

Speciálisan a TRS-80 az EXPANSION INTERFACE segítségével, u.n. portokon keresztül célgépek működését on-line vezérelheti. Összesen kb. 250 ilyen csatlakoztatása lehetséges. Aligha kell egy laboratórium vezetőjének bizonygatni, hogy egy ilyen gép alkalmazása milyen előnyökkel jár /pl. a vér-, vizeletminták analizálásának irányítását és a leletek elkészítését is rábízhatja a gépre, alkalmas csatoló beszerzésével vagy elkészíttetésével/.

Mindezek alapján reméljük, hogy érzékeltetni tudtuk, hogy a personal computerek milyen komplex felhasználására nyílik lehetőség az egészségügy különböző területein.

KSH Államigazgatási Számítógépes Szolgálat

Országos felmérések multifaktoriális vizsgálatára készült
programrendszer tapasztalatai

Srajber Benedek, Dabóczi Ákos és munkatársaik

1. Bevezetés

Egy számítástechnikai szakemberekből és orvosokból álló munkacsoport többéves munkájának eredményeként megszületett, okozati összefüggések feltárására alkalmas, moduláris felépítésű tipikus feldolgozó programrendszer számítástechnikai és nagyméretű feladatokra történő alkalmazási tapasztalatairól számolunk be.

Az első alkalmazásokat a magyarországi ujszülött populáció egészét /120.000 eset/ reprezentáló mintaanyagon végeztük. A programrendszer felhasználhatósági köre kiterjed többek között demográfiai, szociológiai és klinikai adatok értékelésére.

2. A programrendszer készítésének és alkalmazásának
tapasztalatai

Induljunk ki egy adott S_0 mintából, amely

$$X_j = (\rho_j, \xi_{j1}, \xi_{j2}, \dots, \xi_{jm}) \quad (j = 1, 2, \dots, n)$$

alaku vektorokból áll, ahol $\rho_j = 1, 2, \dots, k$ aszerint, hogy a j -edik vektor /eset, beteg, egyed/ melyik kategóriába tartozik, ξ_{ji} pedig a j -edik beteg i -edik jellemző

tulajdonságát /tényezőjét/ jelöli. Bontsuk fel az S_0 halmazt S_1, S_2, \dots, S_r diszjunkt részhalmazokra, továbbá határozzuk meg a vizsgálandó C_1, C_2, \dots, C_k kategóriákat az S_i ($i = 1, 2, \dots, r$) halmazok megfelelő kombinációinak egyesítéseként. A programrendszer a kategóriák páronkénti összehasonlítását, a közöttük levő okozati összefüggések feltárását végzi. A moduláris felépítést az 1. ábra mutatja.

2.1 A feldolgozás módszere

Az 1. és 3. modul előkészítő jellegű rutinokból áll; az adatok beolvasását, átkódolását, rendezését, közvetett ellenőrzését és más modulok input file-jainak elkészítését végzi.

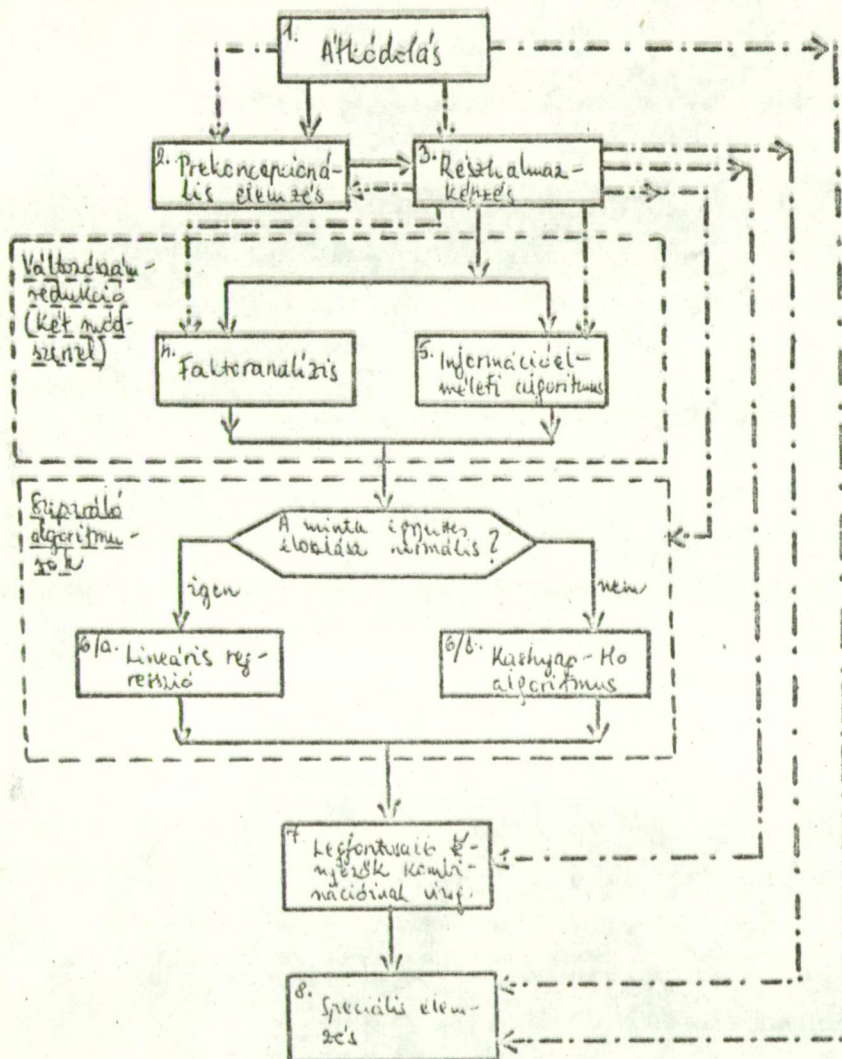
A preconcepcionális vizsgálat /2. modul/ lényege, hogy minden kategóriára tényezők szerinti gyakoriságokat és feltételes relatív gyakoriságokat határoz meg, továbbá kategória-páronként hipotézisvizsgálatot /u-próbát/ végez és szignifikanciákat számít, hogy "első közelítésben" megadja a kategóriákra meghatározó jelleggel szóba jöhető tényezőket. Ezek száma sok tulajdonság /nagy m érték/ esetén matematikailag még nehezen kezelhető. Ezért végezzük el a tényezők /változók/ számának redukcióját a 4. és 5. modulok együttes alkalmazásával.

A faktoranalízis /4. modul/ főfaktor módszere a matematikai statisztikából ismert, programját a BMD-P-ből vettük, csupán nagyméretre használhatóvá dolgoztuk át a Honeywell gépen.

Az információelméleti módszeren alapuló lényegkiemelési eljárást /5. modul/, amelyet a klasszikus statisztikai módszerek korlátai nem zavarhatnak, magunk dolgoztuk ki. A módszer lényege, hogy kiválasztja az X_1, X_2, \dots, X_n változók közül azt az r számú változót ($r \ll n$), amely kö-

1. sz. ábra.

A kódolt kérdőíveket elemző programrendszer moduljai



———— elemzés menete - - - - - adatáramlás

1. ábra

zel annyi információt tartalmaz valamely vizsgált Y változóról / Y reprezentálhat rendellenes kategóriákat, betegségosztályokat, túlélést stb./, mint az összes X_j változó. Formálisan az algoritmus befejezésével az

$$i(Y_i, X_{s_1}, \dots, X_{s_r}) \geq (1-\epsilon) \cdot i(Y_i, X_1, \dots, X_n)$$

egyenlőtlenség teljesül, ahol ϵ megfelelően kis pozitív szám /pl. $\epsilon = 0,01$ /. A módszer részletes ismertetése a 8. Kollokviumon hangzott el Szegeden és megtalálható (2)-ben.

A változók redukciója után most már könnyebb kezelnünk a megmaradt változókat, amelyek az egyes kategóriák elhatárolásánál szóba jöhetnek. Ha a vizsgált változók-ról megállapítható /esetleg feltételezhető/, hogy együttes eloszlásuk normális, akkor a jól ismert lineáris regresszióval /6/a modul/ egyszerű és rövid uton /kevés gépidő!/ juthatunk el a kategóriák súlyozott tényezők /változók/ szerinti szétválasztásához. Ha az együttes eloszlásról biztosat nem tudunk vagy feltételezhető, hogy nem normális eloszlásról van szó, akkor a Kahyap-Ho algoritmust /6/b modul/ használjuk a kategóriák szeparálására, s egyben a tényezők súlyainak meghatározására.

A kategóriák szeparálására szolgáló módszerek kérdésével behatóbban foglalkozik a 7. szegedi kollokviumon elhangzott előadásunk és megtalálható (15)-ben.

Miután a kategóriák szeparálásában szerepet játszó tényezőket meghatároztuk, és jelentőségüknek megfelelő súlyokat rendeltünk hozzájuk, hátra van még annak a fontos kérdésnek eldöntése, hogy a legnagyobb súlyt kapott tényezők kombinációinak /"cluster"-einek/ milyen befolyása van az egyes kategóriákra. Ezt a funkciót tölti be a 7-es modul, amely a helyes szakmai következtetések alátámasztására megbízhatósági intervallumokat is szolgáltat.

Minden komplex feldolgozásnál számítani lehet /és kell is!/ speciális igények felmerülésére. Ezek kielégítésére építhető be rugalmasan a 8. modul, amely a hazai újszülött populáció vizsgálatában nálunk az intrauterin fejlődési görbék legisztikus illesztéssel történő előállítását jelentette. /Erfől beszámoltunk az 1978-as kollokviumon./

2.2 A feldolgozó rendszer alkalmazása

Feladat: A hazai újszülött populáció vizsgálata, különös tekintettel a koraszülés okainak és okozati összefüggéseinek feltárására.

A feladat méretei:

a vizsgált újszülött populáció:	110157
a reprezentatív minta nagysága:	29745
az esetenként figyelembe vett tényezők száma:	129

A minta diszjunk részhalmazait az 1. sz. táblázat, a vizsgált kategóriákat pedig a 2. sz. táblázat mutatja.

A prekoncepcionális elemzés eredményének egy tényező kimeneteleire vonatkozó részlete: 3. sz. táblázat. Az adatredukciós algoritmusok összevont eredménye: 4. sz. táblázat. A szeparáló algoritmus /Kashyap-Ho/ szolgáltatja a eredmény: 5. sz. táblázat. Azon tényezők listája, amelyeknek összes kombinációját megvizsgáltuk: 6. sz. táblázat.

A teljes hazai populációra jellemző intrauterin fejlődési görbék megrajzolására vizsgálataink alapján került sor először. Az intrauterin súly- és hossz-fejlődés görbéi közül illusztratív példaként hármat mutatunk be /2., 3. és 4. ábra/.

1. sz. táblázat

A minta diszjunkt rézhalmazai és alapadai

A halmaz megnevezése	Azono- sítás	Esetek	Mintán belü- li arány
A 6 napot túlélő koraszülöttek	S_1	5751	0.193
A 0-6 napon elhalt koraszülöt- tek	S_2	2540	0.085
Normálisak /a 6 napot túlélő, nem koraszülött csecsemők/	S_3	20103	0.678
Halvaszülöttek	S_4	1067	0.036
A 0-6 napon elhalt, nem kora- szülöttek	S_5	284	0.010

1.sz. táblázat

2. sz. táblázat

A vizsgált kategóriák alapadatai

A halmaz megnevezése	Azonosítás	Kapcsolat	Esetek	Teljes populáción belüli arány
A teljes populáció	S		110157	
A teljes minta	S_0	$S_0 = \bigcup_{i=1}^5 S_i$	$n = 29745$	$q_0 = 0,270$
a./ A 6 napot túlélő koraszülöttek	KOR	$KOR = S_1$	$n_1 = 5751$	$q_1 = 0,052$
b./ A normálisak ötödrésze	NOR	$NOR = S_3$	$n_2 = 20103^*$	$q_2 = 0,912$
c./ Halvaszülettek	HSZ	$HSZ = S_4$	$n_3 = 1067$	$q_3 = 0,010$
d./ 0-6 napon elhaltak	MHA	$MHA = S_5 \cup S_2$	$n_4 = 2824$	$q_4 = 0,026$
e./ Összes élveszületett koraszülöttek	TKOR	$S_1 \cup S_2$	$n_5 = 8291$	$q_5 = 0,075$

* A q_2 kiszámításánál az összes normális esetet /az n_2 ötszörösét/ vettük figyelembe.

3. sz. táblázat

A kategóriapárok első közelítésű összehasonlításának szemléltetése

/Részlet a 3-as modul eredmény listájából./

Egy főre eső jö- vedelem	Gyakoriságok				SZIGNIFIKANCIA			Feltételes rel.gyak /q _k /		
	KOR	NOR	HSZ	MHA	ELŐ HAL	KOR NOR	HAL NOR	0,965	0,054	0,037
≤ 600	818	9805	168	362	0,000	0,000	0,000	0,952	0,077	0,051
601 - 900	922	13315	170	407	0,016	0,000	0,008	0,961	0,065	0,042
901-1300	1244	22570	198	584	0,003	0,200	0,002	0,968	0,052	0,033
1301-1800	1456	28300	260	736	0,005	0,000	0,003	0,968	0,049	0,034
1801-2500	966	20565	182	492	0,000	0,000	0,000	0,969	0,045	0,032
> 2500	345	5960	89	244	0,000	0,833	0,000	0,949	0,058	0,053

3. sz. táblázat

4. táblázat

A koraszülött kategória adatredukciós eljárásokkal
/4. és 5. modul/ nyert fontos
befolyásoló tényezői*

Sor- szám	Azo- nosító	Befolyásoló tényező	Bevonás alapja	
			faktor. anal.	inf. elm.
1.	68	Az anya iskola-éveinek száma	+	+
2.	115	Az apa iskolaéveinek száma	+	+
3.	59	Az anya életkora	+	+
4.	112	Az apa életkora	+	
5.	81	Kereső-e az anya?	+	+
6.	85	Az anya munkájának jellegzetességei	+	
7.	72	Az egy szobára jutó személyek száma	+	
8.	80	Az egy főre eső jövedelem	+	+
9.	101	Az anya dohányzott a terhesség első felében	+	
10.	102	Az anya dohányzott a terhesség második -"-	+	
11.	24	Élveszületések száma		+
12.	27	Spontán abortuszok száma	+	
13.	26	A művi abortuszok száma		+
14.	17	Szövődmények a terhesség alatt I.		+
15.	20	Szövődmények a terhesség alatt IV.		+
16.	22	Szövődmények a terhesség alatt VI.		+
17.	21	Szövődmények a terhesség alatt V.		+
18.	96	Terhességi tünetek		+
19.	88	Az anya betegségei a terhesség előtt	+	
20.	89	Az anya betegségei a terhesség alatt	+	
21.	61	Az anya magassága		+
22.	23	Előző terhesség volt-e?	+	
23.	62	Az anya törvényes családi állapota	+	+

* A tényezőket nem fontossági sorrendben tüntettük fel.

5. sz. táblázat

A Kashyap-Ho algoritmus által szolgáltatott súly-
tényezők a koraszülés okainak vizsgálatánál

Sor- rend	Azono- sító	Befolyásoló tényező	Súly- tényező
1.	20	Terhesség és szülés alatti szövőd- mények IV.	0.47034
2.	24	Élvezületések száma	0.33968
3.	26	Művi vetélések száma	0.33317
4.	27	Spontán vetélések száma	0.30703
5.	62	Az anya törvényes családi állapota	0.23545
6.	101,102	Dohányzás a terhesség első, ill. má- sodik felében /összevont változó/	0.20746
7.	22	Terhesség és szülés alatti szövőd- mények VI.	0.20413
8.	96	Terhességi tünetek /nincs, kóros há- nyás, fehérje vizelet, magas vérnyo- más, rángógörcs, egyéb/	0.12246
9.	88	Terhesség előtti betegség /450 WHO betegségkód/	0.10485
10.	17	Terhesség és szülés alatti szövőd- mények I.	0.10475
11.	59,112	Az anya ill. az apa szünetési ideje /összevont változó/	0.09105
12.	61	Az anya magassága	0.08802
13.	81,85	Kereső-e az anya? Milyen volt a munkája? /összevont változó/	0.03443
14.	72,80	Az egy szobára jutó személyek szá- ma és az egy főre jutó jövedelem /összevont változó/	0.03332
15.	68,115	Az anya és az apa iskolában töltött éveinek a száma /összevont változó/	-0.00243
16.	89	Terhesség alatti betegség /450 WHO betegségkód/	-0.02741
17.	23	Előző terhesség volt-e?	-0.05086

A helyes osztályba-sorolás (diagnózis) valószínűsége: 0.759

A vizsgált esetek száma: 22798

Az AC vektor nem negatív komponenseinek száma: 17217

6. táblázat

A koraszülés szempontjából legfontosabbnak bizonyult 9 tényező
összevonása a kombinációk vizsgálatához

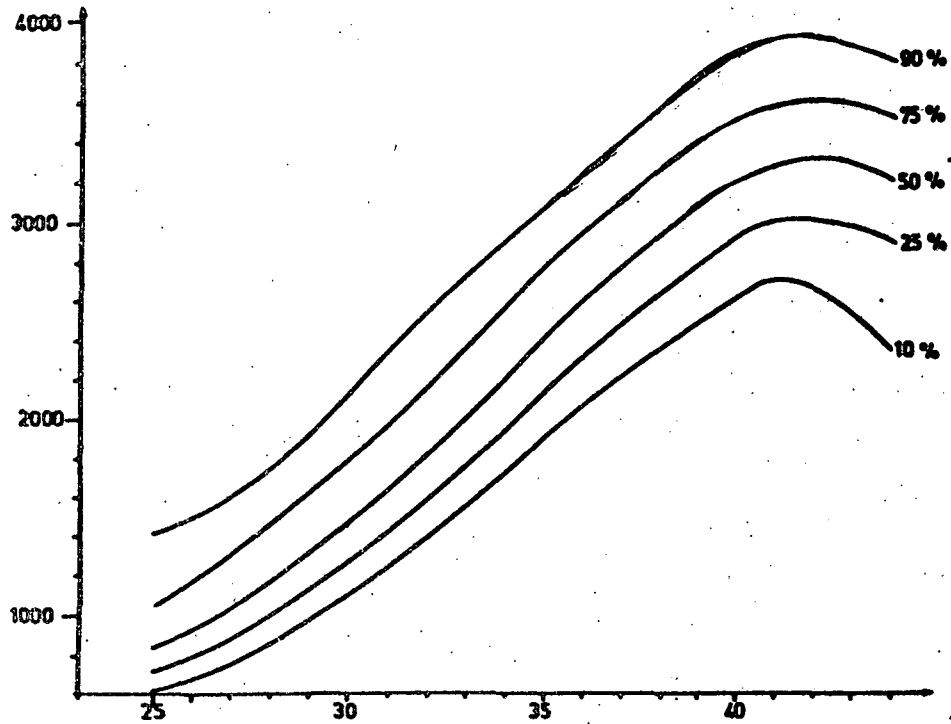
- 1./ Művi vetélések száma igen: ha ≥ 1 ,
különben: nem.
- 2./ Terhesség és szülés szövődményei I.
/toxaemia/ + terhességi tünetek
igen: volt,
különben: nem.
- 3./ Terhesség és szülés szövődményei IV.
/placenta anomáliák/ bármelyik: igen,
különben: nem.
- 4./ Terhesség és szülés szövődményei VI.
/Idő előtti burokrepedés, cervix insufficientia, stb./
bármelyik: igen,
különben: nem.
- 5./ Az anya betegségei a terhesség előtt
igen: volt,
különben: nem.
- 6./ A család egy főre eső jövedelme ≤ 900 Ft +
Az anyával egy szobában lakók száma ≥ 3 +
Az anya nem kereső.
Ha bármelyik kettő fennáll: igen,
különben: nem.
- 7./ Az anya családi állapota (házas, nem házas).
- 8./ Az anya életkora igen: ha > 35 év,
különben: nem.
- 9./ Spontán vetélések száma igen: ha ≥ 1 ,
különben: nem.

Jelmagyarázat: A VI-2, VI-3, VI-4. táblázatokhoz:

- : A tényezőt nem vettük tekintetbe
- 0 : A tényező nem áll fenn
- 1 : A tényező fennáll

7. sz. táblázat
A legszűkebb konfidencia intervallummal
rendelkező kombinációk

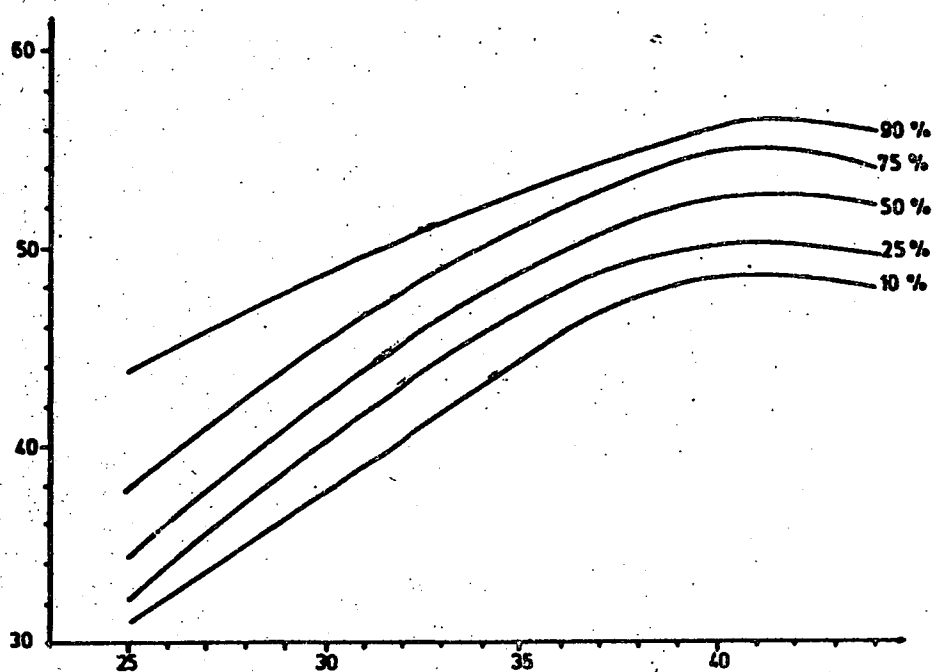
sor- szám	Lehetséges kimenetek azonosítása	Gyakoriság az alap halmazban	Gyakoriság a teljes hal- mazban	Alap halmaz feltételes rel. gyakorisága	Konfidencia intervallum
1.	1 0 1 ———	167	260	0.64231	0.115750
2.	1 1 1 ———	209	305	0.68525	0.103695
3.	1 - 1 1 ———	267	373	0.71582	0.091183
4.	- 0 1 1 ———	213	346	0.61561	0.101982
5.	- 1 1 1 ———	346	548	0.63139	0.080524
6.	1 - 1 - 0 ———	251	374	0.67112	0.094807
7.	1 - 1 - 1 ———	125	191	0.65445	0.133687
8.	- 1 1 - 1 ———	161	257	0.62646	0.117471
9.	- - 1 1 0 ———	366	607	0.60297	0.077614
10.	- - 1 1 1 ———	193	287	0.67247	0.107971
11.	1 - 1 - - 0 ———	274	423	0.64775	0.090671
12.	1 - 1 - - 1 ———	102	142	0.71831	0.146464
13.	- 1 1 - - 1 ———	150	226	0.66372	0.122279
14.	- - 1 1 0 1 ———	376	620	0.60645	0.076685
15.	- - 1 1 - 1 ———	183	274	0.66788	0.110857
16.	- - 1 - 1 1 ———	82	123	0.66667	0.164388
17.	1 - 1 - - - ———	376	565	0.66549	0.077580
18.	- - 1 - - - 1 ———	249	387	0.64341	0.095018
19.	- - 1 - - 1 ———	241	371	0.64960	0.096647
20.	- - 1 - - - ———	559	894	0.62528	0.063334



2. ábra

Az intrauterin súly-fejlődés.
Egész anyag.
Abscissa; gesztációs idő-hét.
Ordinata; g.

2. ábra



3. ábra

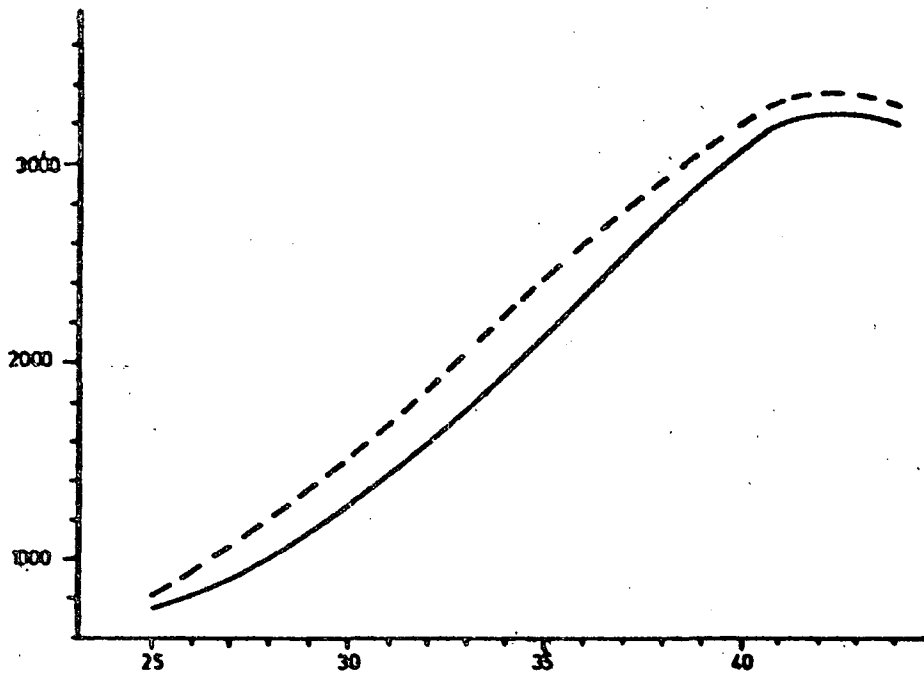
Intrauterin hossz-fejlődés.

Egész anyag.

Abscissa: gesztációs idő-hét.

Ordinata: cm.

3. ábra



4. ábra

Hyperemesis gravidarum szerepe az intrauterin súly-növekedésre

Hyperemesis -, egész minta ---

Abscissa: gesztációs idő-hét.

Ordinata: g.

4. ábra

2.3 A fejlesztés és alkalmazás során felmerült főbb nehézségek

Technikaiak:

- a./ Alkalmas file-struktúra kialakítása /2.modul/,
- b./ az algoritmusok nagy méretre tervezése, ill. módosítása /valamennyi modul/,
- c./ memória- és gépidő megtakarítás /5., 6/b. és 7. modul két bites kódolás, GMAP rutinok/,
- d./ programok interaktív irányíthatósága /5. modul/,
- e./ közelítő algoritmusok konvergenciájának biztosítása.

Informatikaiak:

- a./ A közhiedelemmel nem egyező eredmények magyarázata,
- b./ szociális okok jelentőségének elismertetése a szakterületen,
- c./ a kombinációs vizsgálat eredményeinek interpretálása.

Irodalomjegyzék

- (1) Baird, D., Thomson, A.M.: General factors underlying perinatal mortality rates in Perinatal problems. Livingstone. Edinburgh, 1969.
- (2) Balogh, G., Götl, Gy., Srajber, B.: Klinikai adatbázis redukciója információ-elméleti módszerrel. Orvos és Technika, 1979.
- (3) Char-Tung Lee, R.: Application of Information Theory to Relevant Variables. Math. Biosci. 11: 153, 1971.

- (4) Csiszár, I., Fritz, J.: Információelmélet, Tankönyvkiadó, 1976.
- (5) Fritz, J.: Az alakfelismerés statisztikus módszerei, MTA MKI, 1974.
- (6) Hoel, P.G.: Introduction to Mathematical Statistics, John Wiley and Sons. Inc. New York, 1971.
- (7) Kiszél, J.: Perinatalis mortalitás és morbiditás. Magy.Nőorv. L. 42: 5. /1979/
- (8) Kryspin, J., Norwich, A.M.: Use of Information Theory in Analysis of Medical Data. IEEE Conference on Inf. Theory, Asilomar, California, 1972.
- (9) Lubchenco, L.O és mtsai: Neonatale mortality rate: Relationship to birth weight and gestational age. J. Pediat. 81: 814, 1972.
- (10) Meisel, W.S.: Computer-oriented Approaches to Pattern Recognition Acad. Press. New York, 1972.
- (11) Mendel, J.M., Fu, K.S.: /szerk./ Adaptive, Learning and Pattern Recognition System. Acad. Press, 1970.
- (12) Prékopa, A.: Valószínűségelmélet. Műszaki Könyvkiadó, 1962.
- (13) Sárkány, J.: Csecsemőhalálozás és az anya iskolai végzettsége. Népegészségügy, 53: 109, 1973.
- (14) Simonovits, I. és mtsai.: Secular trend in birth length and birth weight of newborns in Hungary 1920-1972. Acta Paed Acad. Sci. Hung. 16: 97, 1975.
- (15) Srajber, B. és mtsai: Két betegség-osztály megkülönböztetésére szolgáló matematikai módszerek alkalmazása. Alkalmazott Matematikai Lapok, 6: 219, 1976.

- (16) Thomson, A.M.: Foetalis növekedés. Orvostképzés,
48: 7, 1973.
- (17) Vincze, I.: Matematikai statisztika ipari alkalmazásokkal. Műszaki Könyvkiadó, Budapest, 1968.
- (18) Paksy, A., Srajber, B., Sebők, J., Dabóczi, Á.,
Kiszel, J.: Multifaktoriális elemző programrendszer a koraszülés okainak és az intrauterin fejlődés tényezőinek a vizsgálatára. Akadémiai pályázat, 1979.

Baranya megyei Szervezési- Tervezési és Információs Központ,
Baranya megyei Tanács Területi Szülészfőorvosi Hivatala, Ba-
ranya megyei Tanács Egészségügyi Osztálya és DÉMÁSZ Számító-
gép Központ

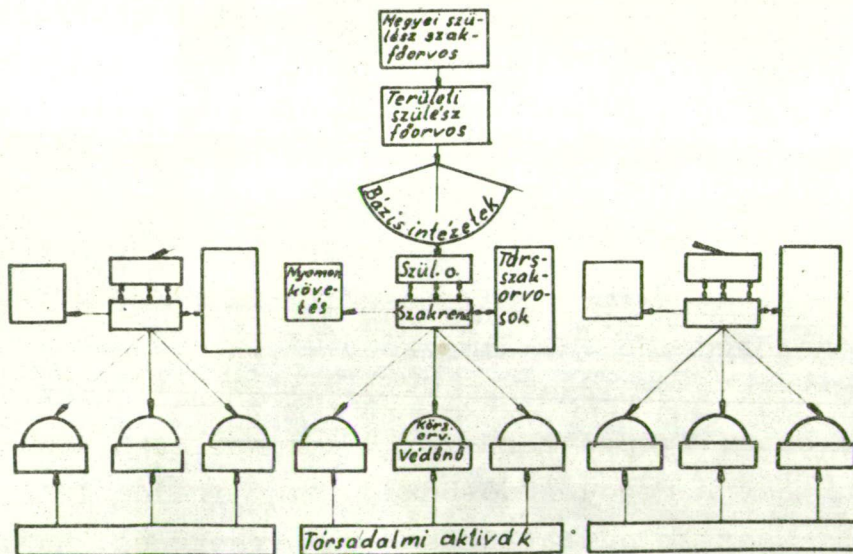
Baranya megye számítógépes terhesadat-nyilvántartása

Tóth Zoltán, Pejtsik Béla, Kóbor József és Kláb János

A terhesgondozásról szerzett adatok tárolását jelenleg országos viszonylatban védőnők végzik a terhestörzslapokon. Az igen nagy adatmennyiség jelentős és fontos információt tartalmaz mind a gondozást végző orvosok és védőnők, mind az egészségügyi vezetők, szervezők, valamint az e témában kutatók számára. A manuálisan rögzített adatok a kutatás és az operatív intézkedések számára - különösen több év távlatában - csak jelentős plusz munka árán dolgozhatók fel. Ismerve az egészségügyi ellátásban dolgozók jelentős adminisztratív leterheltségét, célszerűnek látszik a számítógépes információs rendszernek e téren való bevezetése. Két évvel ezelőtt a 8. Neumann Kollokviumon a kórház-rendelőintézeti terhesgondozás számítógépes információs rendszerének egy modelljéről számoltunk be. Az akkori célkitűzéseket megtartva, de a jelen helyzet lehetőségeihez alkalmazkodva, elképzelésünkön módosítást hajtottunk végre, aminek megfelelően dolgoztuk ki a most már működő számítógépes rendszert. Konceptiónkban alapelveként alkalmaztuk azt a meggyőződésünket, hogy igazán lelkiismeretes, pontos adatszolgáltatás csak úgy érhető el, ha igyekszünk a gépi rendszer input igényét lehetőség szerint minimalizálni, természetesen a rendszer által szolgáltatandó output információhoz szükséges adatszolgáltatás mellett. Rendsze-

rünkben ezt úgy biztosítottuk, hogy a terhesgondozásban résztvevő védőnőkre plusz adminisztráció ne háruljon. A védőnők adatszolgáltatási kötelezettsége csupán a számukra amúgy is előírt "TERHES TÖRZSLAPJA" elnevezésű, országosan bevezetett bizonylat kitöltésére korlátozódik.

Nem törekedhetünk arra, hogy a rendszer szervezésének és tervezésének minden mozzanatáról beszámoljunk, csupán az általunk fontosnak tartott és a rendszer megértéséhez szükséges részletekről kívánunk ismertetést adni. A terhesgondozásnak, mint az egészségügyi ellátás egyik alrendszerének helyzetfelmérését és elemzését korábbi rendszer-dokumentációinkban már elvégeztük. A rendszer célkitűzéseinek meghatározásánál abban a szerencsés helyzetben voltunk, hogy a rendszer szervezését és tervezését végzők maguk is aktív tagjai a terhesgondozás rendszerének. Első ábránkon a terhesgondozás rendszerének baranyai felépítését mutatjuk be /1. ábra/.



1. ábra

A gondozási rendszer hierarchikus felépítésű. Az egyes szinteken álló valamennyi funkcionális egység feladatát nem ismertetjük, mivel azok az országosan egységes terhesgondozási rendszer általánosan ismert volta miatt jól meghatározottak.

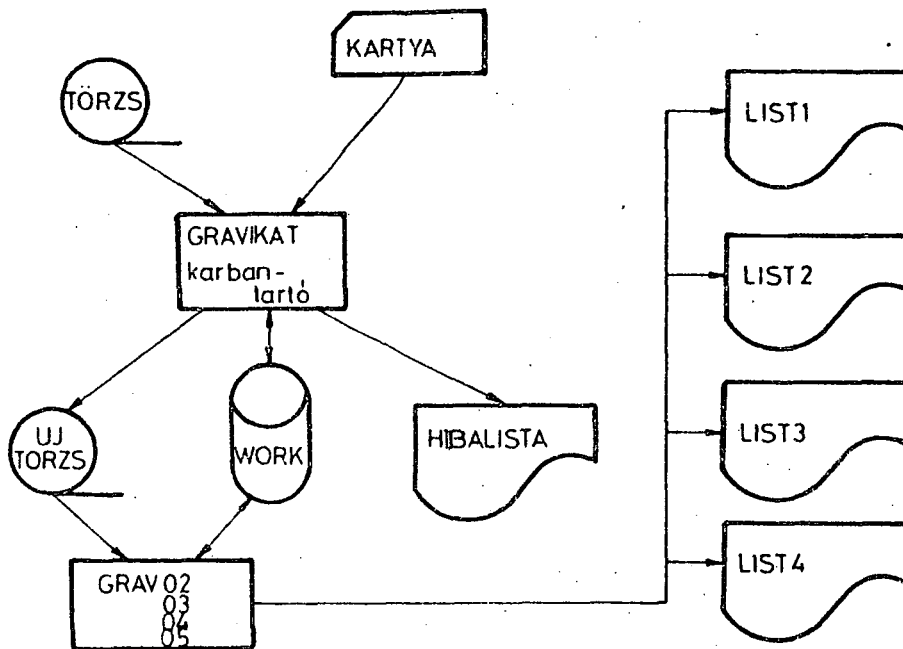
A rendszer inputját egyetlen adatlap képezi. Az adatlapot az 1.sz. mellékletben demonstráljuk. Az adatgyűjtés folyamatát az alábbiakban foglalhatjuk össze. A terhesség befejezése és a gyermekágyas időszak lezajlása után a védőnők által lezárt terhestörzslapok védőnőnként összegyűjtve /jelenleg évente, a tárgyévet követő első hónapban/ a Területi Szülészfőorvosi Hivatalba kerülnek. Itt az erre a célra alkalmazott egy fő adminisztratív dolgozó a terhes-törzslapról a megfelelő kódszámrendszer felhasználásával kiállítja az adatlapot. Hibás, vagy hiányos terhestörzslap esetén ugyanitt történik a hibák javítása, illetve a hiányosságok pótlása is. Ennek részletesebb leírását a későbbiekben adjuk meg.

Az adatlap egy példányban kerül kitöltésre, és adatrögzítés után visszakerül a Területi Szülészfőorvosi Hivatalba.

A számítógépes feldolgozás menetét nagyvonalu folyamatábrán mutatjuk be /2. ábra/.

A feldolgozás jellegét tekintve batch-üzemmódu. Ezt indokolja, hogy a kórház-rendelőintézeti egység, illetve a megye egészségügyi vezető apparátusa adatfeldolgozásra alkalmas számítógéppel nem rendelkezik, így természetesen kórházi betegnyilvántartó rendszer sem működik, ami ennek a rendszernek a feldolgozás módját természetesen megváltoztatná. Megjegyezzük, hogy a jelen szervezési szisztéma nem is igényli a közvetlen lekérdezés lehetőségét. Az alkalmazott file-szerkezet szekvenciális. A program nyelve COBOL. A programot a Pécsi Regionális Számítógép Központ 512 K byte központi tárhelyű, R-22-es számítógépén futtatjuk. A program

GRAVIKAT folyamatábra



2. ábra

által használt input és output file-ok programblokkonkénti feltüntetését mátrix formájában adja meg a mellékletben bemutatott és az operátor számára a gép által készített folyamatábra.

A feldolgozás során előállott output táblák megjelenési gyakorisága jelenleg évente egy. Nem zártuk ki azonban annak a lehetőségét, hogy a meglévő adatállományhoz gyakrabban és más szempontok szerint is hozzáférhessen a felhasználó. A jelenlegi output táblák száma a hibalistákat nem számítva 4:

1. Terhesek főbb adatai,
2. Kórelőzmény adatok,
3. Jelen terhesség adatai,
4. Jelen terhesség kimenetele.

Az output táblák szerkezetüket tekintve egységesek, ugyanis járásonként, ezen belül falvanként kerülnek a táblák fejlécében feltüntetett vizsgálati szempontok felsorolásra. A helyiségek felsorolásánál természetesen csak azok a helyiségek kerülnek kinyomtatásra, amelyekben a vizsgálat valamelyik szempontját érintő legalább egy terhességi esemény előfordult a vizsgálat időszakában.

Nyomtatásra kerül egy járási és egy megyei szintű összesítés is. A táblák jelen munkánkban csak a volt pécsi járás adatait tartalmazzák. Fotótechnikai akadályok miatt a táblák bemutatására nincs lehetőségünk, ezért azoknak tartalmáról rövid szöveges információt adunk.

A "TERHESEK FŐBB ADATAI" lista az alábbiakat tartalmazza /falunkénti bontásban/: Terhesek száma, azoknak korcsoportonkénti megoszlása, egyedülálló leányanya, cigányterhesek száma, bizonyos szempontból történő foglalkozás megoszlás, munkahelyi ártalom, tartós táppénzes állomány a terhesség alatt, és 3-nál több élő gyermek.

A kórelőzményi adatok listáján az alábbiakat tüntetjük fel: Előzetes terhességek során előfordult művi és spontán abortuszok, egy vagy egynél több koraszülés, iu. elhalás, fejlődési rendellenesség, császármetszés, majd ugyanezek a paraméterek gyakorisága a művi abortusz kivételével a mezőgazdasági, fizikai dolgozók között.

A 3. output tábla a jelen terhességre vonatkozó adatokat tartalmazza, melyek közül párat felsorolunk: ikerterheségek, toxémiás terhességek száma, a vese, cukor és szívbeteg terhesek, valamint az Rh negatív és Rh sensibilizált terhesek száma.

A toxémiás terheseket tovább csoportosítottuk az alábbi szempontok szerint: primigravida, primipara, 19 évesnél fiatalabb és cigány terhes.

Utolsó listánkon a jelen terhesség kimenetelét az alábbi szempontok szerint csoportosítottuk: abortuszok és koraszülések: Mindkét főcsoporton belül 6 különböző alcsoportot vizsgáltunk, melyek közül párat említenénk, úgymint primi-gravida, multigravida, cigány, mezőgazdasági fizikai dolgozó...., stb.

A software és hardware lehetőségekről néhány szót ejtve elmondhatjuk, hogy a tervezett rendszer bármely R-20-as és R-22-es számítógépen lefuttatható. Software vonatkozásban jelenleg az elkészített programon kívül rendelkezésre áll a BMDP matematikai-statisztikai programcsomag, mellyel a kialakított mágnesszalag file sok szempontból analizálható.

A rendszerben végrehajtott ellenőrzések a következő szinteken mennek végbe: A terhestörzslapok alapján kitöltött adatlapok formai és alapszintű logikai ellenőrzését a Területi Szülészfőorvosi Hivatalban végzik el. Az adatrögzítés után a feldolgozás első menetében elvégzett szintaktikusan hibás kártyákról és logikailag hibás rekordokról hibalista készül. Ezeknek alapján szintén a Területi Szülészfőorvosi Hivatalban végzik el a hibajavítást, illetve a hiányos adatok pótlását. A módosított adatok ismételt bevitelénél az azonosítók párosságának vizsgálata programszinten történik.

Az új rendszerre való átállás módjaként a párhuzamos futás módszerét alkalmaztuk. Ezt a módszert kétségtelen, hogy érheti kritika, de döntésünket azzal indokoljuk, hogy a rendszerből kapott adatok manuális és gépi célra történő dokumentálása esetünkben nem jelentett a gondozást végző szak személyzet számára plusz adminisztratív feladatot, mivel mint már említettük, az adatlapok kitöltését külön adminisztrátor végezte. Mindezeken túlmenően a rendszer által szolgáltatott és általunk operative fontosnak tartott információk nem egyeznek teljes mértékben a minisztérium által előírt jelentési rendszerrel.

A rendszerhez szükséges erőforrások: Jelen rendszerünk adatszolgáltatási oldalának személyi igénye egy adminisztrátor. Amennyiben a feldolgozást a teljes megye vonatkozásában kiterjesztjük, esetleg a feldolgozások havonkénti bevezetésének céljából a lezárt törzslapokról havonta töltünk ki adatlapot, a fent említett egy fő adminisztrátor helyett kettő fő alkalmazását tartjuk szükségesnek. Az adatlapok anyag és nyomtatási költsége a mindenkor kereskedelmi ár és a terhesek számának függvénye. Ez azonban a számítógépes információs rendszerek vonatkozásában igen minimális költségeket képvisel. A gépi feldolgozás pénzügyi kihatásai véleményünk szerint olyan formában csökkenthetők, hogy a szükséges gépi futtatásokra lehetőség szerint az egészségügy keretén belül működő számítógép központokba keressünk lehetőséget. Ennek hiányában a megyék évi terhességi eseményszámát figyelembe véve állíthatjuk, hogy a gépi futtatás költsége 10.000 Ft-os nagyságrendben mozog.

Végül a rendszer fejlesztésének lehetőségei közül csak párat említünk meg. Az output táblákat elemezve a felismert összefüggések alapján azoknak az adatállományból történő automatikus vizsgálatára meglévő programunkat szükségszerűen tovább kívánjuk fejleszteni. Az adatok célzott analízise segítséget nyújthat a táppénzes helyzet alakulásához és célzott ellenőrzési program dolgozható ki a túlzott liberalizmus megszüntetésére.

Szándékunkban áll egy, a családtervezés lényeges információit kezelő rendszer kifejlesztése. Jelen rendszerünket funkcionális kapcsolatba kívánjuk hozni a tervbe vett családtervezési rendszerrel. A jelenlegi rendszer kialakításánál figyelembe vettük azt a korábbi törekvésünket, hogy a terhesgondozás számítógépes információs rendszerét a bizonylatkitöltési fegyelem begyakoroltatása és a jelenlegi rendszer futási tapasztalatainak figyelembevétele után módosítani fogjuk. Ennek során a változtatást úgy végezzük el, hogy

a gondozási időszak minden lényeges mozzanatáról a vezetés és a gondozásban résztvevők egyaránt még a terhesség alatt optimális mennyiségű információt kaphassanak.

Végül összefoglaljuk a tervezett rendszer előnyeit. A számítógépes információs rendszer a jelenleg országosan szabályozott terhesgondozási szisztémára épül. Annak szervezeti működésében nem kíván változtatást. A jelenlegi rendszer előnyeit megtartva a tárolt adatoknak közvetlen és sokrétű használhatóságát biztosítja. Kétségtelen, hogy a felhasználók által a rendszerrel szemben támasztott igények a jelenlegi lehetőségeket figyelembe véve nem mondhatók maximálisnak. A szolgáltatott információk azonban már jelen formában is számtalan elemzési és statisztikai lehetőségre adnak módot és ezt minimális személyi és anyagi erőforrásokkal biztosítják. Ezáltal ha jelenleg még közvetett úton is, de segíti a terhesgondozás hatékonyabbá tételét és így eszköze lehet a perinatalis mortalitás és morbiditás megelőzése érdekében tett erőfeszítéseinknek.

Baranya megyei Egészségügyi Szervezési Központ és Baranya
megyei Tanács Egészségügyi Osztálya

Kisérlet az egészségügyi alapellátás tevékenységének
számítógépes értékelésére

Csobó Dénes, Tóth Zoltán és Kóbor József

Az Egészségügyi Minisztérium évente értékeli a megyék egészségügyi tevékenységét, ennek alapján jutalmazza a jó eredményt elért megyéket. A megyék jutalomkeretének felosztása inspirálta a szerzőket a jutalmazásra kerülők - alapellátásban dolgozó orvosok - egészségügyi tevékenységének megyei szintű értékelésére. Az egészségügyi teljesítmény mérése és értelmezése hosszú ideje az érdeklődés középpontjában álló, és sokat vitatott problémája az egészségügyi vezetésnek. E kérdések sokféle vonatkozásban tárgyalhatók és több tudományágat érintenek, mint pl. statisztika, matematika, közgazdaságtan, szociológia stb.-t.

Ugy gondoljuk, hogy az e területre vonatkozó és a köztudatban kimondatlanul is élő "Nem árutermelő szférák mérhetetlenségi mítosza"-nak bírálása nem lehet előadásunk tárgya. Az értékelés évente változó szempontjait és az alkalmanként elfogultságban kicsucsosodó szubjektivitás lehetőségét kell, hogy a "mérhetetlenség dogmájával" szembe helyezzük. Az eddigi értékelési szisztémák manuális feldolgozási rendszerének nehézségei, valamint az egymást követő időszakos értékelések eredményeinek nehéz összehasonlíthatósága egyértelműen indokolja egy számítógépes információs rendszer létrehozását. A mérés problematikájá-

hoz még csupán csak annyit kívánunk hozzátenni, hogy ha az orvosi tevékenység "output" oldalát bonyolultsága és a minőségi komponensek miatt nem mérhetjük optimálisan, nem követünk el nagy logikai hibát, ha a mérést az "input" talaján állva végezzük el. Azt tételezzük fel ugyanis, hogy az egészségügyi munka teljesítménye és a mennyiségi mutatók között ha nem is függvényyszerű, de szoros korrelációs kapcsolat áll fenn.

Az értékelés korszerű információs rendszerének kidolgozásához a következő feladatokat kellett megoldanunk:

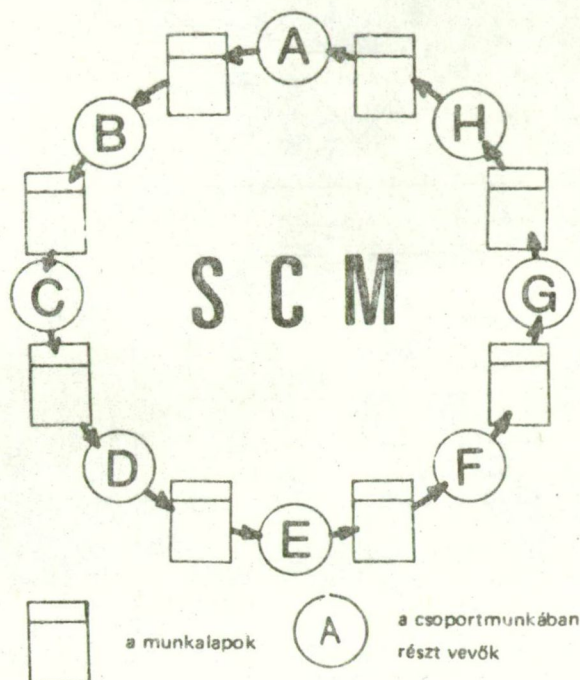
- 1/ Az értékelés paramétereinek korrekt kiválasztását;
- 2/ a feldolgozás bizonylatainak megszerkesztését;
- 3/ az értékelés matematikájának megválasztását;
- 4/ az adatszolgáltatók és az értékelésben résztvevők oktatását és
- 5/ a számítógépes program elkészítését, tesztelését, valamint a rendszer dokumentálását.

Természetesen itt csak azokat a főbb tevékenységeket soroltuk fel, amelyek ismertetése munkánk lényegének megismeréséhez feltétlenül szükségesek, nem térhetünk ki a rendszer tervezésének és szervezésének valamennyi mozzanatára.

ad. 1/ A tevékenység értékeléséhez felhasznált mutatók kiválasztásánál speciális csoportmunka módszert, az un. SCM /Shift-Circle-Method, azaz Lépegető-Kör-Módszer/ módszert alkalmaztuk /1. ábra/.

A résztvevők feladatlapokon dolgoznak, melyeket az ábrán látható módon egymásnak adtak tovább. Az eljárás az alkotás lélektani módszerek azon sajátosságát ragadja meg, hogy ismeret és ismeret, információ és informá-

SCM (Shift-Circle-Method) elvi felépítése



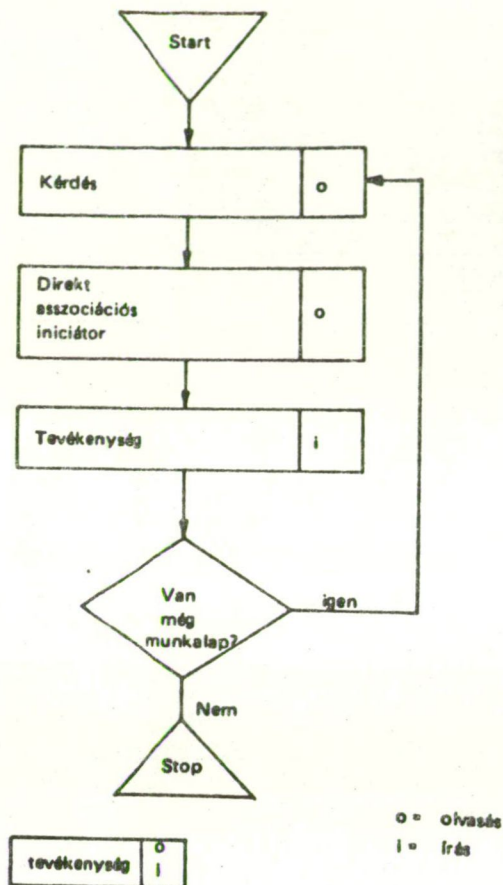
1. ábra

ció között asszociációs kapcsolat van, mely a csoportmunkában viszonylag könnyen aktivizálható. A módszerben résztvevő meghívott szakértők kollektív és demokratikus döntése határozta meg azokat a mutatókat, melyek az értékelés rendszerének input adatait szolgáltatták. Az SCM módszer működésének demonstrálására még egy vázlatos ábrát mutatunk be /2. ábra/.

ad. 2/ Az SCM módszer munkalapjainak kiértékelése után megszerkesztettük a bizonylatokat, melyeket a mellékletben mutatunk be /1., 2.sz. melléklet/.

A "TÖRZSADATLAP"-on az értékelésre kerülő orvos azonosító adatai kerülnek rögzítésre. Az "ADATLAP"-on az al-

Az SCM-D működése



2. ábra

kalmazott mennyiségi mutatók szerepelnek. A paraméterekre való válaszadásnál nem alkalmaztunk kódszámrendszert, hanem az egyszerűség kedvéért az adatszolgáltató az adott paraméter számszerű értékét jegyezte be a kódkockákba. Az adatlap végén lehetőséget biztosítunk kötetlen szöveges megjegyzésre is, mely természetesen nem kerül gépi feldolgozásra. Az értékelésnek úgy kívántunk bizonyos foku minőségi jelleget kölcsönözni, hogy a kitöl-

tött adatlapot az adatszolgáltató munkahelyi felettese ellenőrzi és részben a közölt adatok, részben személyes ismeretei alapján értékmódosító bejegyzést tesz az utolsó 1+2-es kódmezőbe. A bejegyzés értéke ± 20 értéktartományban mozoghat. Ez annyit jelent, hogy a munkahelyi felettes beosztott orvosának tevékenységét az elért pontszámoknak max. ± 20 %-ával tudja módosítani. Ilyen módon egyrészt kifejezésre juttathatók olyan mennyiségileg nem megfogható tevékenységi értékek, melyekre az értékelési rendszer kérdései nem adnak kellő információt, másrészt a túlzott szubjektív megítélés is korlátozva van.

ad. 3/ Az adatok statisztikai értékeléséhez olyan módszert kerestünk, melyben biztosítva van egyrészt, hogy a mutatószámok tényleges szóródásától függetlenül a származtatott értékek szóródása tényezőként közel megegyezik, másrészt, hogy a teljesítményt jelző index az eredményeket valóban a ráfordítások arányában tükrözze. Fenti követelményeket a módosított Bennet-index elégíti ki legjobban. Az indexet adatszolgáltatóként az alábbi képlet szerint állítjuk elő:

$$B = \frac{\sum_{i=1}^n (a - a_{\min})_i}{(a - a_{\min})_{\max_i}}$$

ahol: a = a választott mutatóérték,
 a_{\min} = adott paraméterek közül a legalacsonyabb érték.

A számítás menete a következő:

- tényezőként kiemeljük a legkisebb értéket,
- valamennyi értéknél képezzük a minimummal való különbségeket,

- a képzett differenciákból kiválasztjuk a legnagyobbat,
- minden egyes különbség értéket kifejezünk a maximális érték százalékában,
- ha ezt az eljárást minden egyes mutatóval elvégeztük, és az egyes százaléértékeket szummáztuk, megkapjuk az orvos pontszámát.

A módszerrel biztosítva van, hogy a kapott százaléértékek nagyobb intervallumban szóródnak, és a kiinduláskor helyesnek tartott arányok a komplex mutatóban is tükröződni fognak.

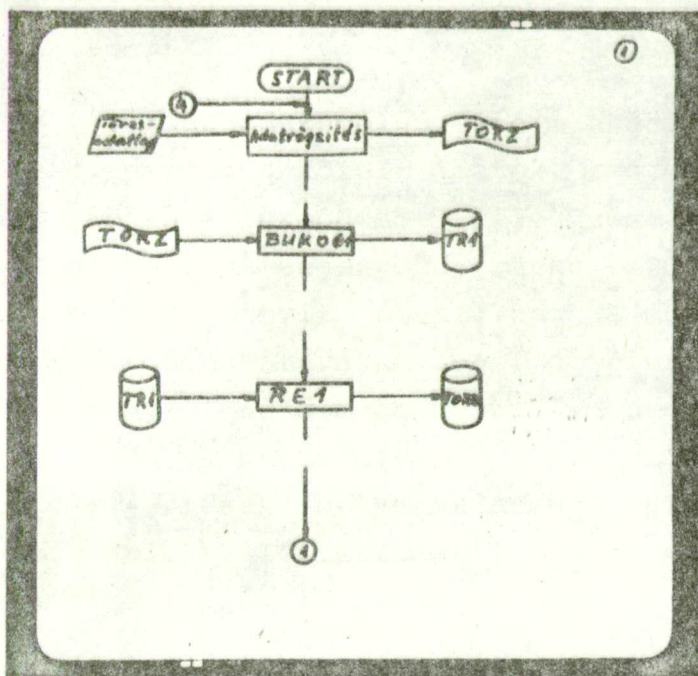
ad. 4/ Valamennyi adatszolgáltató orvosnak és munkahelyi feletteseiknek megküldtük a rendszer másfél oldalas rövid ismertetését, a kétféle adatlapot, valamint a kitöltési utasítást. Ezen kívül járásonként, illetve a bányák-nál /MÉV és szénbányák/ egészségügyi szolgálatonként az összehívott orvosoknak szóbeli oktatást is tartottunk. Az oktatásokon szerzett tapasztalatok alapján a lehetőségekhez képest minimális változtatást hajtottunk végre a rendszeren. Bizonyos fogalmak pontosabb meghatározását is ennek alapján végeztük el.

Elvégeztük továbbá az adatok ellenőrzésében és gépi feldolgozásában résztvevők oktatását is. A teszt adatokkal megvalósított program tesztelése és próbafuttatása utáni végleges bizonylat kitöltési utasítást küldtünk ki az adatszolgáltatóknak.

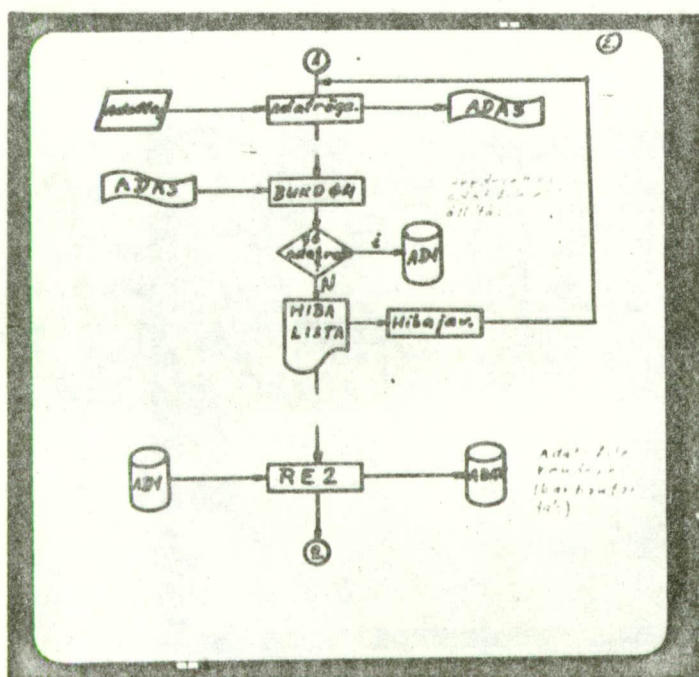
ad. 5/ A számítógépes program intézetünkben készült. A program 6 szegmensből áll, a program nyelve MINIBOL. A program rövid folyamatábráját következő ábráink demonstrálják /3-6. ábra/.

A programot TPA/1 számítógépen futtattuk.

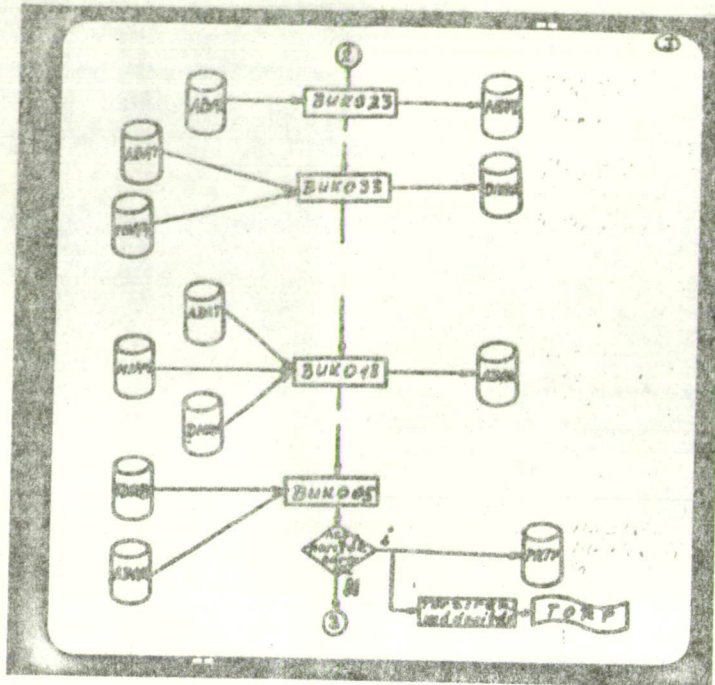
A teljességre való törekvés nélkül még néhány szempontot szeretnénk rendszerünkről és annak szervezéséről ismertetni. A kidolgozásra álló, meglehetősen korlátozott



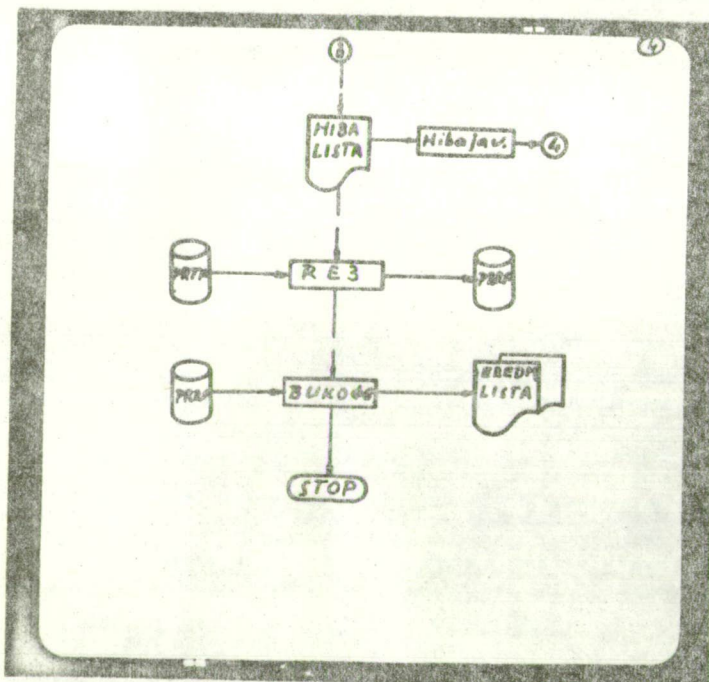
3. ábra



4. ábra



5. ábra



6. ábra

idő miatt szükségesnek tartottuk a rendszer szervezésének és bevezetésének pontos ütemezését. Ennek biztosítására elkészítettük a szervezés és bevezetés PERT-hálós ütemtervét. Az új rendszerre való átállás vonatkozásában a soros átállás módszerét alkalmaztuk, mivel a rendszer előkészítését kellő mértékűnek tartottuk, a rendszer bevezetését biztosítottnak láttuk és nem utolsó sorban, nem kívántunk a párhuzamos átállási módszerrel plusz terhet róni az orvosokra.

A rendszer outputjait a feldolgozás és a logikai hibavizsgálat listáin kívül jelenleg egyetlen lista képezi, melyen a teljesítmény értékelés eredményei kerülnek feltüntetésre. A táblán a következő adatokat szerepeltetjük: az orvos neve, munkahelye, besorolási kódja /körzeti orvos, gyermek körzeti orvos, üzemorvos/ az aktuális évben számított és az előző évben számított pontszám, valamint két kipontozott mező. Az első kipontozott mezőbe kerül a pontszám alapján javasolt jutalomösszeg, a másodikba pedig a végleges, tehát a megyei vezetés által kerekített és jóváhagyott tényleges jutalom. A kerekítésnél javasoltuk az előző évi pontszámhoz való viszonyítást.

Az output tábla tagoltságát tekintve a következőképpen osztjuk meg: először a körzeti orvosok felsorolása történik meg területenkénti és ezen belül abc sorrendben. Ezt követik a körzeti gyermekorvosok, majd az üzemorvosok. A lista néhány, a jutalom elosztását segítő számérték kinyomtatásával zárul, mint pl. körzeti orvosok száma, gyermekorvosok száma, üzemorvosok száma, az összes értékelésre került orvosok száma, hibás rekordok száma és összpontszámok az orvosi besorolási kódok szerint.

Az outputok jelenleg évente készülnek, de lehetőség

van arra is, hogy az év folyamán bármikor feldolgozást végezzünk.

A rendszer karbantartására részben a feldolgozó intézmény, részben saját programunkat használtuk. Megjegyezzük, hogy a törzsállományból a program automatikusan törli azokat az orvosokat, akiknek öt éven keresztül a törzsrekordjuk nem találkozik a feldolgozásuk során adatrekordokkal.

A rendszer ellenőrzési szintjei jelenleg a következők:

- a kitöltött bizonylatok formai ellenőrzése a MESZTIK-ben,
- a törzs és adatlisták ellenőrzése a MESZTIK-ben,
- a logikailag hibás és páratlan adatrekordok ellenőrzése és hibajavítása szintén a MESZTIK-ben történik.

További ellenőrzési rendszer a bizonylatkitöltési fegyelem kontrolljára: a MESZTIK munkatársainak az adatszolgáltatóknál végzett ellenőrzés az adatok helyességére vonatkozóan.

Az adatok titkosítására jelenleg bonyolultabb módszer kidolgozását nem tartottuk szükségesnek. A programok elkészítését, editorozását és futtatását intézetünk munkatársai a feldolgozókkal közösen végezték és az adatszabványokat a futtatások után magukkal vitték a szervezési központba.

A rendszer további felhasználási lehetőségei:

- a törzs-file felhasználható az orvosnyilvántartás ellenőrzésére,
- a rendszerből időnként meghatározott szempontok szerint listák állíthatók elő, melyek információ tartalma tervezési és szervezési célokra egyaránt felhasználhatók,

- több éves adatállomány esetében reális alapra helyezhető az egyedi kitüntetések elbírálása,
- az adat-fileokból célzottan információk nyerhetők az alapellátásban fennálló területi egyenetlenségekre, továbbá az adatok kellő értékelésével célzottan irányítható az alapellátás orvosainak esetleges soronkívüli továbbképzése is.

A rendszer fejlesztésének lehetőségeiről röviden annyit kívánunk elmondani, hogy a meglévő törzs-filehoz más jellegű adatfileok kapcsolásával és természetesen a program eszerinti módosításával az alapellátás más funkcióinak számítógépes információs rendszere is kialakítható, pl. a táppénzes helyzet, forgalmi mutatók. Azt sem tartjuk elképzelhetetlennek, hogy a számítástechnikai eszközök rohamos elterjedésével és áruknak jelentős csökkenésével a középtávu jövőben saját feldolgozási rendszerre fejleszthetjük a jelenleg működő szisztémát.

Összefoglalva: Szerzők a Baranya megyei Egészségügyi-Szervezési Központban a megye alapellátásában dolgozó orvosok egy részének tevékenység értékelésére számítógépes információs rendszert fejlesztettek ki és vezettek be. Az elemzés új rendszere a tevékenységek értékelését objektivebbé teszi, a feldolgozást meggyorsítja és megkönnyíti. Az adatszolgáltatás folyamata a munkahelyi felettesek /járási- városi főorvosok, üzemi főorvosok/ figyelmét fokozottabban irányíthatja rá a területükön lévő tevékenységi- és ellátási egyenetlenségekre, aminek alapján járási, megyei szinten operatív intézkedések hozhatók. Az információs rendszer adatállományai hatékony és sokoldalú segítséget adhatnak az egészségügyi szervezők számára.

1. sz. melléklet

Megyei Egészségügyi Tervezési
Szervezési és Információs
Központ

0	1
---	---

T Ö R Z S A D A T L A P
orvosi tevékenység értékeléséhez

- ## 1. Azonosító

--	--	--	--	--	--	--	--

- ## 2. Nén

[illegible]

3. Besorolási kód:

1. körzeti orvos, 2. gyermek körzeti orvos,
3. bányavidéki üzemi-körzeti orvos, 4. mező-
gazdasági üzemi-körzeti orvos, 5. üzemorvos

7

4. Körzetének /üzemének/ megnevezése

[illegible]

5. Területi /üzemi/ számjelkód

--	--	--	--	--	--	--	--

2.sz. melléklet

Megyei Egészségügyi Tervezési Szervezési és Információs Központ		Lapoz. 1. Tárgyév											
		<table border="1" style="display: inline-table; border-collapse: collapse;"> <tr> <td style="width: 20px; height: 20px;"></td> <td style="width: 20px; height: 20px;"></td> <td style="width: 20px; height: 20px;"></td> <td style="width: 20px; height: 20px;"></td> </tr> <tr> <td style="text-align: center;">0</td> <td style="text-align: center;">2</td> <td colspan="2"></td> </tr> </table>					0	2					
0	2												
A D A T L A P orvosi tevékenység értékeléséhez													
1. Azonosító	<table border="1" style="display: inline-table; border-collapse: collapse;"> <tr> <td style="width: 20px; height: 20px;"></td> <td style="width: 20px; height: 20px;"></td> <td style="width: 20px; height: 20px;"></td> <td style="width: 20px; height: 20px;"></td> <td style="width: 20px; height: 20px;"></td> <td style="width: 20px; height: 20px;"></td> <td style="width: 20px; height: 20px;"></td> <td style="width: 20px; height: 20px;"></td> </tr> </table>												
2. Név	<table border="1" style="display: inline-table; border-collapse: collapse;"> <tr> <td style="width: 500px; height: 20px;"></td> </tr> </table>												
3. Besorolási kód:	<table border="1" style="display: inline-table; border-collapse: collapse;"> <tr> <td style="width: 20px; height: 20px;"></td> </tr> </table>												
1. körzeti orvos, 2. gyermek körzeti orvos, 3. bányavidéki üzemi-körzeti orvos, 4. mező- gazdasági üzemi-körzeti orvos, 5. üzemorvos													
I. ÁLTALÁNOS RÉSZ													
<u>Fő tevékenység mutatói</u>													
4. Ellátandó lélekszám	<table border="1" style="display: inline-table; border-collapse: collapse;"> <tr> <td style="width: 20px; height: 20px;"></td> <td style="width: 20px; height: 20px;"></td> <td style="width: 20px; height: 20px;"></td> <td style="width: 20px; height: 20px;"></td> </tr> </table>					5. Átlagos napi be- tegforg.	<table border="1" style="display: inline-table; border-collapse: collapse;"> <tr> <td style="width: 20px; height: 20px;"></td> <td style="width: 20px; height: 20px;"></td> </tr> </table>						
6. Évi járóbeteg forg.	<table border="1" style="display: inline-table; border-collapse: collapse;"> <tr> <td style="width: 20px; height: 20px;"></td> <td style="width: 20px; height: 20px;"></td> <td style="width: 20px; height: 20px;"></td> <td style="width: 20px; height: 20px;"></td> <td style="width: 20px; height: 20px;"></td> <td style="width: 20px; height: 20px;"></td> </tr> </table>							7. Lakáson történt látogatások évi száma	<table border="1" style="display: inline-table; border-collapse: collapse;"> <tr> <td style="width: 20px; height: 20px;"></td> <td style="width: 20px; height: 20px;"></td> <td style="width: 20px; height: 20px;"></td> <td style="width: 20px; height: 20px;"></td> </tr> </table>				
8. Csatlott községek sz., /több üzemi rendelő/	<table border="1" style="display: inline-table; border-collapse: collapse;"> <tr> <td style="width: 20px; height: 20px;"></td> </tr> </table>		9. Befejezett gyó- gyító tevékenys. aránya évi vi- szonylatban /%/	<table border="1" style="display: inline-table; border-collapse: collapse;"> <tr> <td style="width: 20px; height: 20px;"></td> <td style="width: 20px; height: 20px;"></td> </tr> </table>									
10. Szakrendelésre utal- tak évi száma	<table border="1" style="display: inline-table; border-collapse: collapse;"> <tr> <td style="width: 20px; height: 20px;"></td> <td style="width: 20px; height: 20px;"></td> <td style="width: 20px; height: 20px;"></td> <td style="width: 20px; height: 20px;"></td> </tr> </table>					11. Szűrővizsgálatok évi száma	<table border="1" style="display: inline-table; border-collapse: collapse;"> <tr> <td style="width: 20px; height: 20px;"></td> <td style="width: 20px; height: 20px;"></td> <td style="width: 20px; height: 20px;"></td> <td style="width: 20px; height: 20px;"></td> </tr> </table>						
12. Körz.o. helyettesítési napok évi sz.	<table border="1" style="display: inline-table; border-collapse: collapse;"> <tr> <td style="width: 20px; height: 20px;"></td> <td style="width: 20px; height: 20px;"></td> <td style="width: 20px; height: 20px;"></td> </tr> </table>				13. Munkából való ki- esés napjainak é- vi száma	<table border="1" style="display: inline-table; border-collapse: collapse;"> <tr> <td style="width: 20px; height: 20px;"></td> <td style="width: 20px; height: 20px;"></td> <td style="width: 20px; height: 20px;"></td> </tr> </table>							
<u>Gondozási tevékenység mutatói</u>													
14. Gondozottak abs. száma a tárgyévben	<table border="1" style="display: inline-table; border-collapse: collapse;"> <tr> <td style="width: 20px; height: 20px;"></td> <td style="width: 20px; height: 20px;"></td> <td style="width: 20px; height: 20px;"></td> </tr> </table>				15. Gondozottak ará- nya az ellátandók- hoz /%/	<table border="1" style="display: inline-table; border-collapse: collapse;"> <tr> <td style="width: 20px; height: 20px;"></td> <td style="width: 20px; height: 20px;"></td> </tr> </table>							

Lapsz.: 2.

16. Gondozási esetszám
/tárgyévben/

17. Betegség miatt gon-
dozottak évi sz.

18. Munkahelyi árt. mi-
att gondozottak é-
vi sz.

19. Egy gondozottra jutó
átlagos évi megjele-
nési szám

20. Ezer lakosra jutó
táppénzes napok
évi száma

21. Egy táppénzes beteg-
re jutó táppénzes
napok évi sz.

Közegészségügyi- és járványügyi tevékenység mutatói

22. Védőoltások évi sz.

23. Védőoltások teljesí-
tésének aránya /%/

24. Közegészségügyi-,
járványügyi tevé-
kenységek évi sz.

25. Kezelt belférges-
esetek évi száma

Társadalmi tevékenység, vóradás-szervezés mutatói

26. Vöröskeresztes ta-
gok aránya az ellá-
tandókhoz viszonyít-
va /%/

27. Vóradók évi száma

28. Vóradók aránya az
ellátandókhoz /%/

EU. felvilágosító tevékenység mutatói

29. Előadások, esemény-
szervezések, tanfo-
lyamok évi száma

30. Megjelentek évi sz.

II. CIGÁNYLAKOSSÁGGAL KAPCSOLATOS EU. TEVÉKENYSÉG

31. Cigánylakosok száma

32. Cigánylakosok ará-
nya az ellátandók-
hoz

33. Cigánytelepen, put-
riban élők száma
/%/

III. ANYA - GYERMEK

1990. évi adatok a 1989. évi adatokhoz képest

34. Koraszülött és a terhesség alatt született gyermekek évi száma

[][]

Hányas az előző évi adatokhoz képest

35. Balesetek és balesetvesztések évi száma

[][]

Terhességmegszakítások

36. Gondozott terhességek évi száma

[][]

37. Koraszülött és a terhesség alatt született gyermekek évi száma

[][]

38. Csigányterhességek évi száma

[][]

39. Koraszülött és a terhesség alatt született gyermekek évi száma

[][]

40. Gondozott csigányterhességek évi száma

[][]

41. Gondozott csigányterhességek évi száma

[][]

42. A terhesség alatt született gyermekek évi száma

[][]

43. A terhesség alatt született gyermekek évi száma

[][]

44. Óvodások és iskolások között a veszélyeztetettek évi száma

[][]

45. A veszélyeztetett gyermekek évi száma

[][]

Az adatszolgáltatató megjegyzései:

Az adatszolgáltatató felelősségének átvételét igazoló kódja / +, ill. - 20% /

[][]

Szöveges indoklás:

Pénzügyi és Számviteli Főiskola Zalaegerszegi Intézete
és
ELTE Növényrendszertani és Ökológiai Tanszék, Budapest

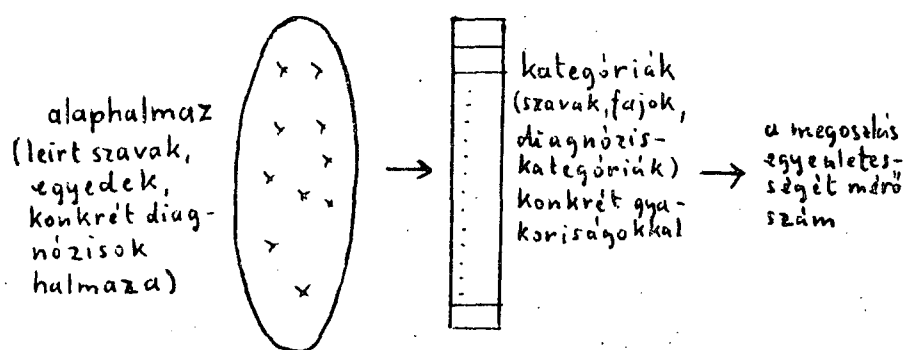
Halálozási diverzitás korcsoportok és nemek
szerinti vizsgálata

Izsák János és Juhász-Nagy Pál

Morbiditási és mortalitási statisztikák tanulmányozása során felkeltette érdekődésünket a következő közismert jelenség: az epidemiológiai statisztikákban szereplő kategóriák /például haláloki kategóriák/ többségéhez általában nagyon kevés eset tartozik; az esetek nagy többsége egynéhány kategórián belül oszlik meg. Például a keringési rendszer betegségeiben meghaltak esetében a haláloki diagnózisoknak gyakran több, mint fele ischaemiás szívbetegségre utal /410.-413. BNO kategória/. Más betegség főcsoportokat tekintve hasonlóan kiugró gyakoriságu vezető halálokokat említhetnénk. Ugy is fogalmazhatunk, hogy a konkrét gyakoriságokat csökkenő sorrendben rendezve általában igen gyorsan csökkenő számsorozathoz jutunk. Mindez régóta ismert tény. Minket az sarkallt a kérdés vizsgálatára, hogy jól kiaknázható analógiát láttunk az epidemiológiai statisztikák és más nevezetes statisztikák között. Már a század elején foglalkoztak például véletlenszerűen választott szövegrészletek szavainak hasonlóan koncentrált megoszlásával (6). Az 1920-as években fénycsapdás rovargyűjtési statisztikák ugyanezen jellegzetességét irták le (5).

A kérdéskörhöz fűződő vizsgálati irányok egyikének célja az, hogy a megoszlás egyenletességének /illetve egyenetlenségének/ alkalmas mérőszámait leírja, továbbá a diverzitás időbeli, térbeli és egyéb hasonló változásait elemezze.

Idővel az ökológiai és környezetvédelmi kutatásoknak is fontos eszközévé vált a diverzitás vizsgálata. Közismert például, hogy kedvezőtlen környezeti viszonyok esetén a fajok diverzitása csökken, vagyis egyhangubbá válik a flóra, fauna. A mellékelt vázlaton /1. ábra/ még egyszer összefoglaljuk a vázolt általános alaphelyzetet.



1. ábra

A diverzitásnak alkalmas mérőszáma például a

$$J = \frac{\ln \frac{N!}{\prod_{i=1}^s N_i!}}{\ln \frac{N!}{\left(\left[\frac{N}{s}\right]!\right)^{s-r} \left(\left(\left[\frac{N}{s}\right] + 1\right)!\right)^r}}$$

mennyiség (4). Itt N az összelemszám, s a kategóriák száma, N_i ($i = 1, 2, \dots, s$) az i -edik kategória elemszáma, $[]$ az egészrész képzés jele és $r = N - s[\frac{N}{s}]$.

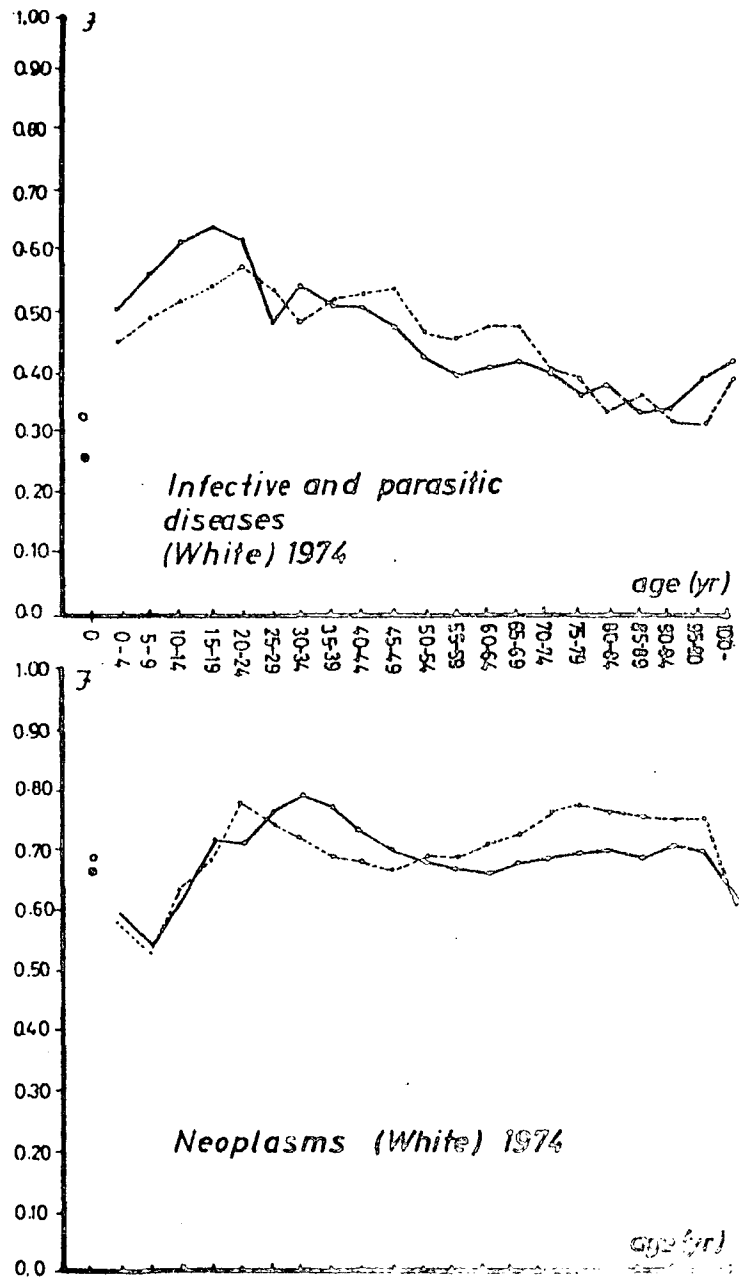
Akár itt is kezdhettük volna a vizsgálati módszer ismertetését, hiszen a fenti mennyiség valóban elfogadható a megoszlás egyenletességének mértékéül. Az eredmények interpretálása során azonban már lehetetlen figyelmen kívül hagyni a fentebb érintett jelenségeköröket és a velük kapcsolatos modelleket.

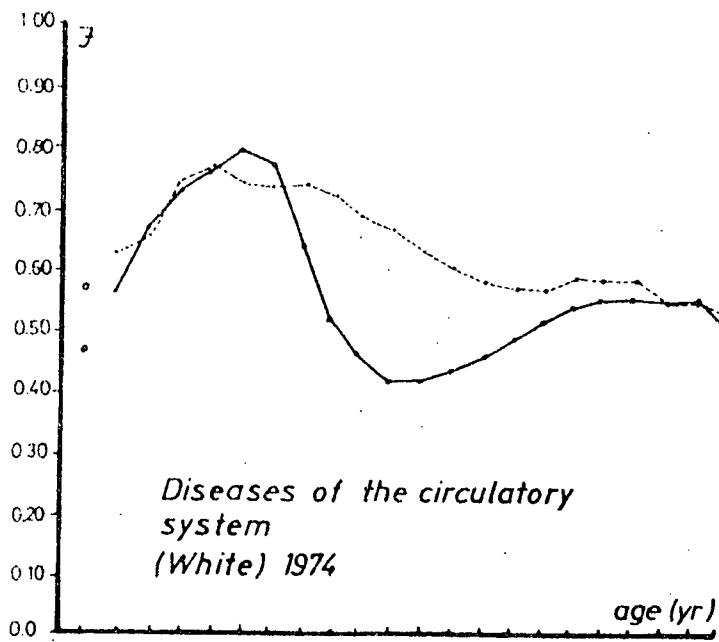
Az epidemiológia területén vizsgálatainknak tulajdonképpen egyetlen előzményéről tudunk. G. Herdan 1957-ben foglalkozott angol kórházi beteganyag hasonló szellemű statisztikai vizsgálatával (1). Magunk az elmúlt években hospitalizált morbiditási, majd mortalitási statisztikán végeztünk diverzitási vizsgálatot (2), (3).

Az első tapasztalatok után részletesebb mortalitási statisztikát keresve az Egyesült Államok egészségügyi statisztikai évkönyvének halálozási statisztikáját találtuk /többek között/ elemzésre alkalmasnak (7). Ebben a csecsemőhalálozás mellett 5 éves korcsoportonkénti bontásban adják meg a haláleseteket a háromjegyű /részben négyjegyű/ BNO kategóriák szerint, bár bizonyos kategória-összevonások természetesen vannak. Külön szerepelnek a fehér, a néger és az "egyéb" rassz halálesetei.

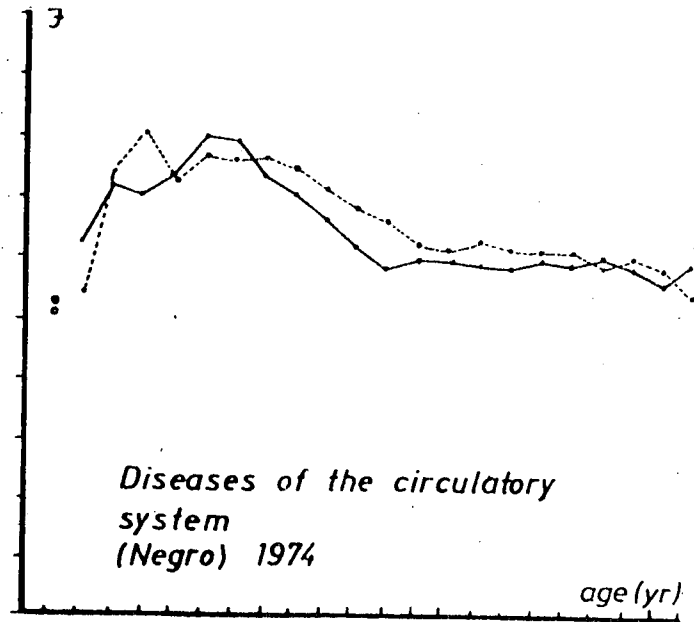
A vizsgálatot betegség-főcsoportonként végeztük az 1974-es haláloki adatokon, nem, életkor és rassz szerinti bontásban. A diverzitási értékek kiszámítására rövid FORTRAN programot írtunk. Az elemzés megkönnyítésére grafikonokat szerkesztettünk /2-11. ábra/.

A 2. ábrán a fertőző betegségek főcsoportján belüli diverzitást ábrázoltuk fehér férfiakra és nőkre. Az életkor beosztás itt és a többi ábrán is a következő: 0 évesek,

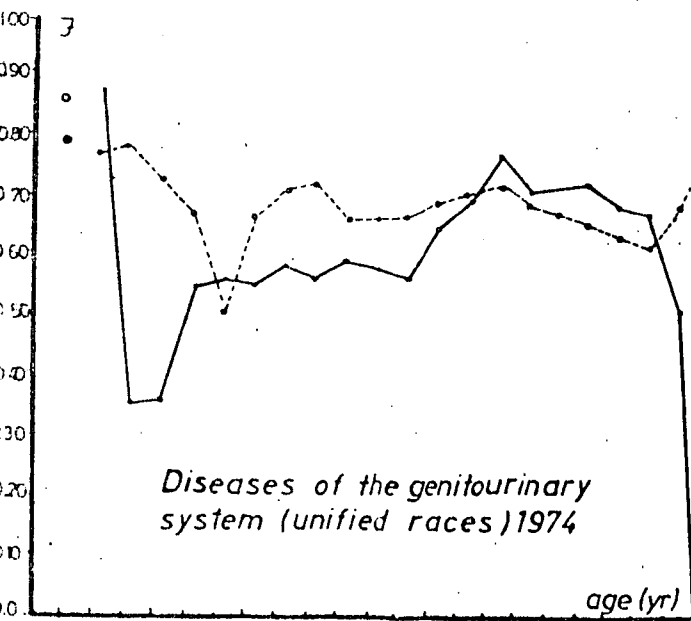




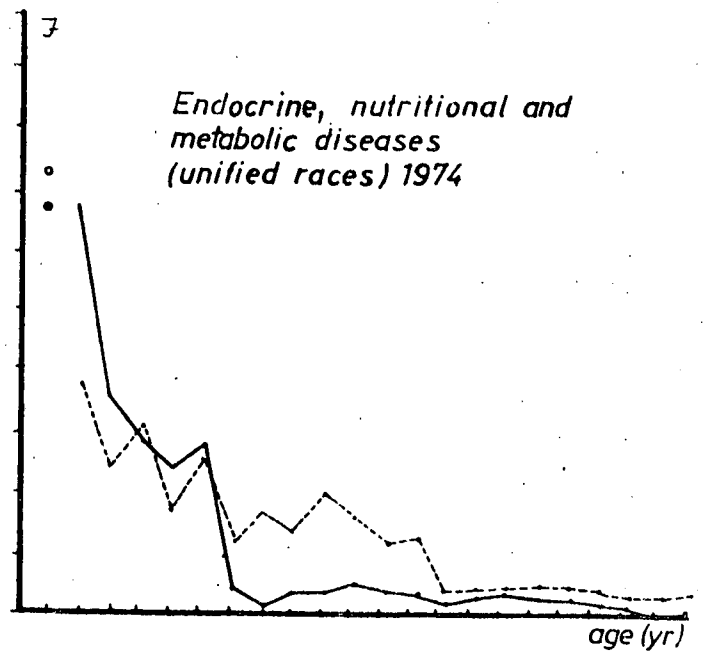
4. ábra



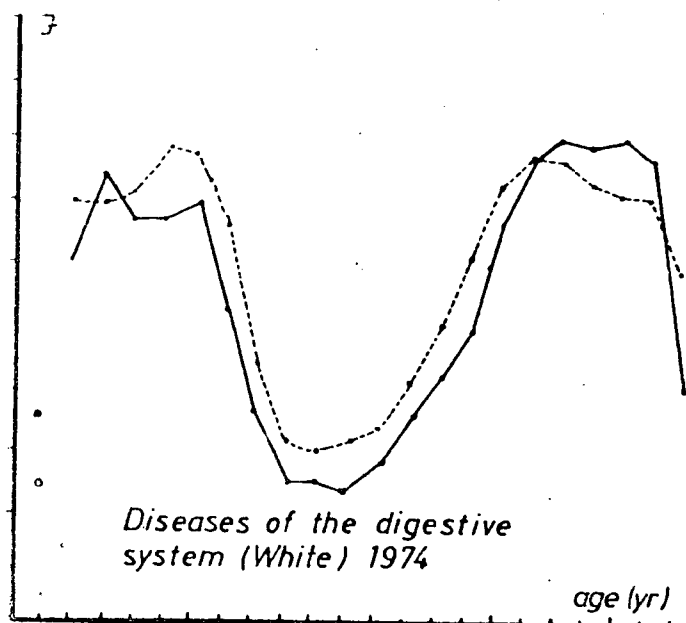
5. ábra



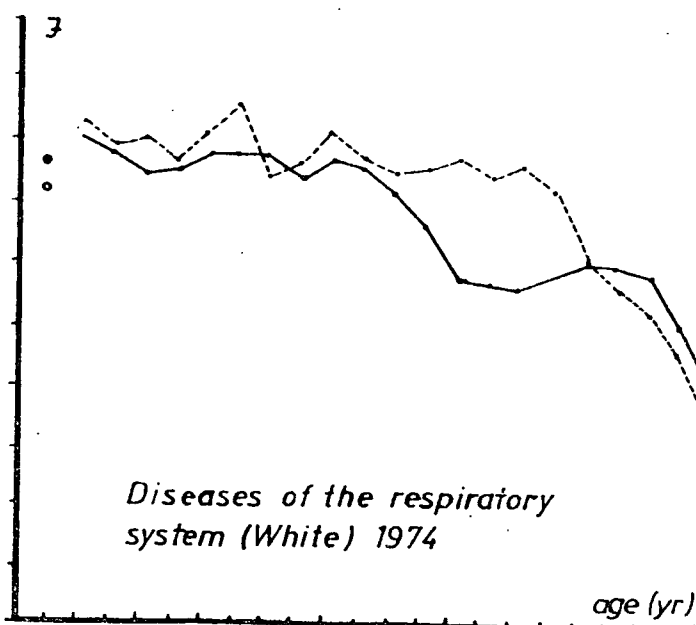
6. ábra



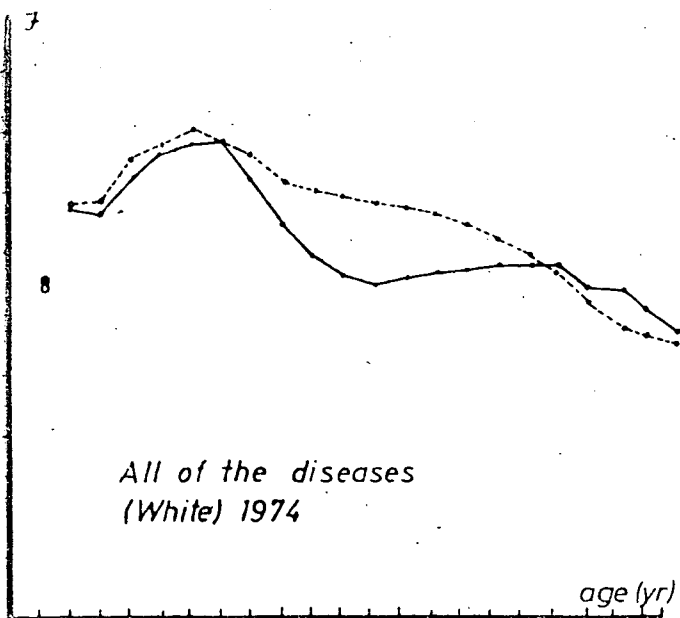
7. ábra



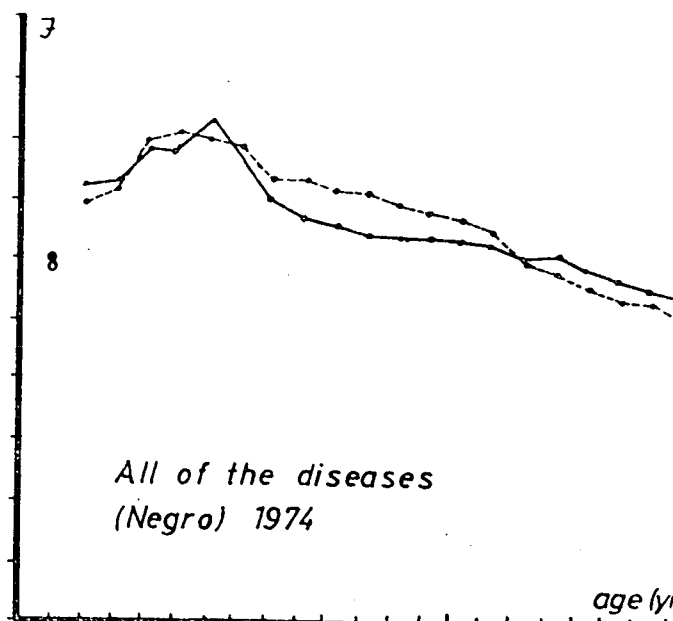
8. ábra



9. ábra



10. ábra



11. ábra

1-4 évesek, 5-9, 10-14 évesek stb., végül 100 évesek. A csecsemőhalálozás diverzitási értékét különleges természete miatt nem kötöttük össze a következő korcsoport diverzitási értékével. A fiu-, ill. leány csecsemőhalálozáshoz tartozó diverzitást tömör kör, ill. üres kör jelzi. A kihuzott vonal a férfiak, a pontozott vonal a nők diverzitási értékeit köti össze. Megfigyelhetjük, hogy a diverzitás a 30. életév körül a legmagasabb, utána szinte folyamatosan csökken. Az utolsó korcsoportokra eső emelkedés a viszonylag kis esetszámok miatt bizonytalan.

A 3. ábrán /daganatos betegségek főcsoportja/ a felső korcsoportoknál jellegzetes második emelkedő szakaszt figyelhetünk meg. A maximum itt is a 30. életév tájékára esik.

A keringési rendszerrel kapcsolatos halálokok diverzitási görbéje /4. ábra/ elsősorban a fehér férfiak esetében jellegzetes beöblösödést mutat. A magyarázat életmódbeli tényezőkben keresendő: 45-50 éves korban szedik legnagyobb számban áldozataikat a tipikus keringési betegségek, különösen kiegyensúlyozatlanná téve a halálloki statisztikát. Az 5. ábrán a néger rassz keringési halállokainak diverzitási görbéit láthatjuk. Megállapíthatjuk, hogy az előbb említett beöblösödés a férfiak körében is csekély, bár nyomai felfedezhetők.

A hugyivarszervi betegségek grafikonja /6. ábra/ a korábbiaktól merőben eltérő. /Itt és a következő ábrán a kis esetszámok miatt a rasszok egyesítésével adódó diverzitást adtuk meg./ Különlegesnek mondható az endokrin betegségek grafikonja is /7. ábra/, bár itt megfigyelhetők a korábban bemutatott grafikonokéhoz hasonló vonások. Különleges lefutásu az idegrendszeri betegségek és jórészt a veleszületett rendellenességek bemutatására nem kerülő

grafikonja is. A 8. ábrán az emésztőszervi betegségek diverzitási grafikonját láthatjuk. A légzőszervi betegségek grafikonján /9. ábra/ szintén életkor szerint csökkenő diverzitás és a férfiakra jellemző beöblösödés figyelhető meg.

Az életkor szerinti lefutást úgy is vizsgáltuk, hogy nem különítettük el az egyes főcsoportokat, hanem az összes, mintegy 160 figyelembe vett haláloki kategória együttesére nézve számítottuk ki a diverzitást. A 10. ábrán a fehér rasszhoz tartozó grafikont láthatjuk. Az igen nagy számu keringési halálozás erősen rányomja bélyegét a diverzitási görbékre. A néger rassznál /11. ábra/ szintén megfigyelhető egy kisebb mértékű beöblösödés.

Külön említést érdemel a férfi és női csoportok diverzitásának jellegzetes eltérése, melyet korábban is megfigyeltünk (2),(3). A többhelyütt tapasztalható beöblösödés - mely a mondottak szerint a férfiak esetében sokkal kifejezettebb - egymagában is magyarázza, hogy a férfi csoportok diverzitása általában kisebb a megfelelő női csoporténál. Az eltérés azonban messze nagyobb mértékű annál, hogy pusztán fenti tényezőnek tulajdonítsuk: a csoportpárok körében 61 esetben nagyobb a férfi csoport diverzitása, 129 esetben pedig a női csoporté.

A grafikonok tanulmányozása további részletek tisztázására is alkalmas, melyekre itt nem térhetünk ki.

A jövőben vizsgálatainkat több irányban kívánjuk tovább folytatni. Tisztázni kívánjuk egyrészt további morbiditási és mortalitási statisztikákon megfigyeléseink általános jellegét. Másrészt más diverzitási mutatókkal megismételjük vizsgálatainkat. Ugyanis a J index különösen érzékeny - esetleg túlérzékeny - a kiugróan nagy gyakoriságokra. Végül a halálozási gyakoriságok körében általunk megfigyelt bizonyos lognormalitással kívánunk részletesebb-

ben foglalkozni.

Vizsgálatainkat annak jegyében végezzük, hogy napjainkban az epidemiológiai statisztikák gyors szaporodásával nagy igény mutatkozik az adekvát statisztikai elemzés módszereinek gyarapítása iránt. Módszer tekintetében a diverzitási vizsgálat azon epidemiológiai irányzathoz sorolható, mely az egyes betegségek részletes elemzésének háttérbe helyezésével a populáción megfigyelhető *betegség-együttes* vizsgálatát tűzi ki célul.

Irodalomjegyzék

- (1) Herdan, G.: The mathematical relation between the number of diseases and the number of patients in a community. J. Roy, Stat. Soc., Ser. A 120, 1957, 320-330.
- (2) Izsák J., Juhász-Nagy P.: Morbiditási adatsorok diverzitásának vizsgálata. Biológia 27, 1979, 177-183.
- (3) Izsák J., Juhász-Nagy P.: Diverzitás-vizsgálatok mortalitási statisztikákon. Előadás a Magyar Biológiai Társaság XIV. Vándorgyűlésén, Kecskemét, 1980. szeptember 1-3.
- (4) Pielou, E.C.: Ecological diversity. Wiley, New York-London, 1975.
- (5) Williams, C.B.: Patterns in the Balance of Nature. Academic Press, London and New York, 1964.
- (6) Zipf, G.K.: The psychobiology of Language. Houghton Mifflin, Boston, 1935.

Magyar Néphadsereg Egészségügyi Szolgálat

Az egészségügyi szolgálat alapellátási tagozatának vezetés
és betegorientált számítógépes információs
rendszere

Simon Pál

A Neumann János Számítógéptudományi Társaság 9. kolloquiumán elhangzott előadásban a Magyar Néphadsereg egészségügyi szolgálatában bevezetett és napjainkban a szolgálat egészére kiterjesztendő számítógépes információs részrendszeréről számoltunk be.

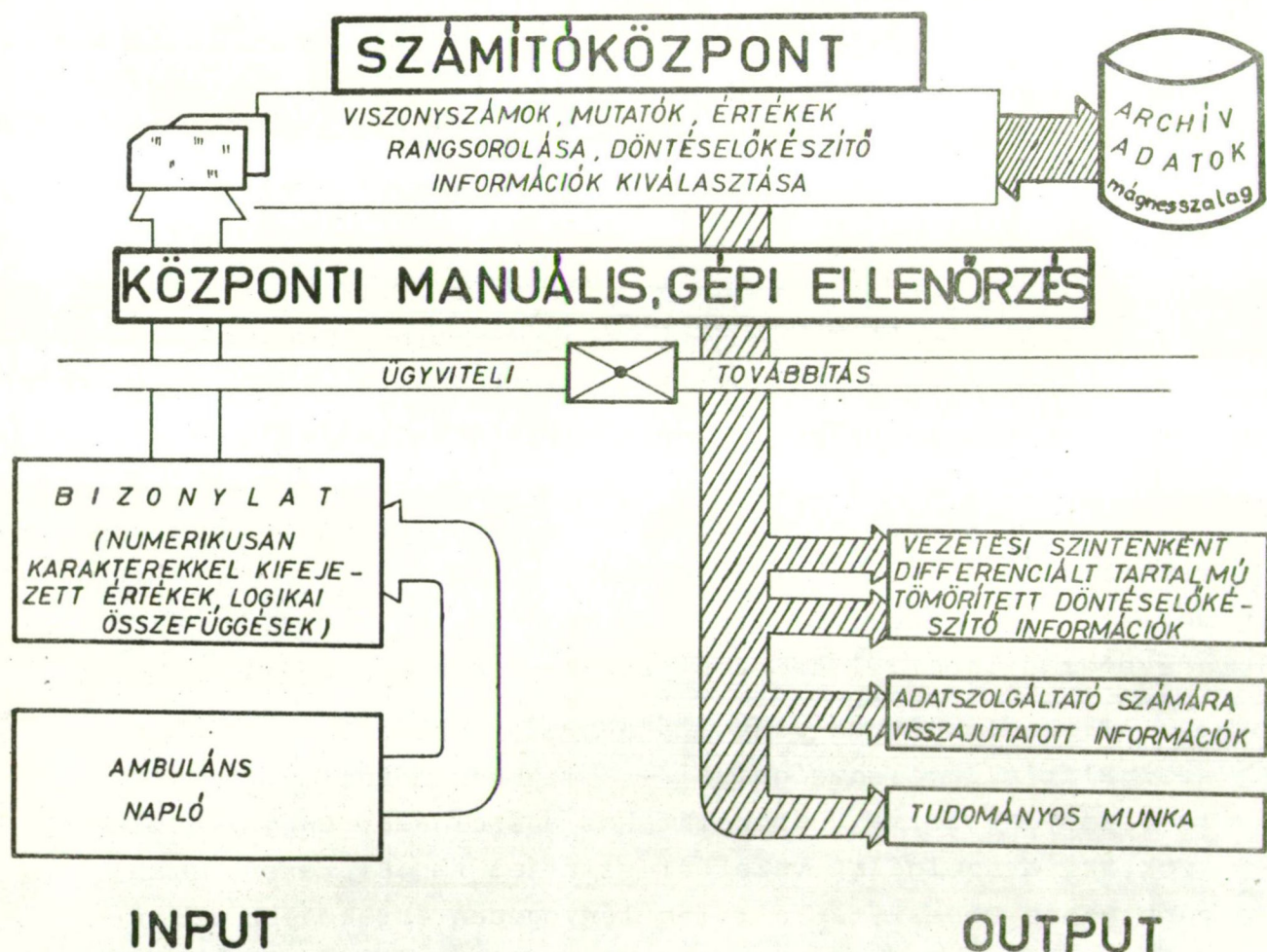
Röviden emlékeztetve a részrendszer tartalmi célkitűzéseiről és a kapott eredményekről (1).

1. Az MN egészségügyi szolgálatának információs rendszerét a hadseregen belül önálló, ágazati jellegű alrendszernek tekintve az alapellátásban kialakítottuk a szolgálat vezetését támogató morbiditási és betegforgalmi információs részrendszert, ott ahol a betegek, sérültek tulnyomó többsége megfordul, ahol az általános gondozói tevékenység, az egészségi állapot ellenőrzése rendszeresen folyik.

2. Kialakult az alapellátásban - a csapategészségügyi szolgálat ellátó egységeinél - a megbetegedési eseten alapuló bizonylat forma, használatához a szolgálat tagjai hozzászoktak, a szolgálat vezetési szintjei rendszeresen, a korábbiakhoz képest tartalmilag lényegesen értékesebb információkhoz jutnak az adatszolgáltatókkal együtt, és egyúttal feleslegessé vált számos manuális, tömegében nagyobb, de tartalmában szegényebb jelentés.

3. Tapasztalatokat szereztünk az adatgyűjtés, adatelőkészítés, az ellenőrzés különböző fázisainak kialakítása, az egészségügyi statisztikai viszonyszámok, mutatók elemzése terén, az archiv adattár segítségével szimulálni próbáltunk adatbázis szerkezeteket, tudományos elméleti kutatások következtetéseit igazoltuk (2).

A részrendszer folyamat sémáját az 1. ábra mutatja:



ADATSZOLGÁLTATÓ : ALAPELLÁTÁS
(valamennyi ellátási tagozat eredményét gyűjti és adja)

Néhány mondatban a rendszer szolgáltatásairól:

- a morbiditási és betegforgalmi vezetés-orientáltság standard táblák és az ugynevezett informatív táblák, amelyek kritikus küszöbértékek segítségével rangsorolják a döntést és beavatkozást igénylő eseményeket /köteget fél-éves feldolgozások vezetési szintenkénti tartalmi differenciálással, beleértve az adatszolgáltató alapellátási tagozatot is/;

- az archiv adatállományt is figyelembe véve, lehetőség van állománycsoportonkénti, demografiai csoportonkénti specifikus morbiditás értékelésére, egészségi okok miatti szolgálat kiesés /táppénzes morbiditás/, az ellátási egységek működésének elemzésére.

A részrendszer továbbfejlesztése

Kétségtelen, hogy a vezetést segítő részrendszer önmagában nem elégítheti ki egy egészségügyi információs rendszerrel szemben támasztott igényeket, ugyanis éppen az ellátás központjában álló egyén, az egyes ember egészségi állapota mosódik el törvényszerűen. Kézenfekvően adódik tehát a fejlesztési cél: *a vezetés-orientáltság mellett a beteg-orientáltságot kell kifejleszteni, azaz egy egészségügyi információs rendszernek - vonatkozzon ez az ellátási tagozatok bármelyikére - mindkét oldalt biztosítania kell.*

A fejlesztési célok kijelölésekor parancsoló szükségességként jelentkezett hosszú távra is kialakítani az egészségügyi szolgálat információs rendszerének egészét, megjelölve benne a részfeladatok helyét, tartalmát. Természetesen az ilyen átfogó rendszerépítési koncepció jobb, ha még előbb készen áll, később felvázolni talán bocsánatosabb bűn /mondjuk a mi esetünkben/, de nélkülözni: súlyos hiba.

Röviden az MN egészségügyi szolgálat információs rendszerének koncepciójából:

- a szolgálat alapvető feladatait áttekintve rangsorolni kell azokat, meg kell határozni a rendszerépítés útjében elfoglalt helyüket;

- a szolgálat ellátási tagozatai szerint fel kell mérni és rendszerezni kell az alapvető feladatok tartalmát a leglényegesebb információ szükséglet szempontjából és a tagozatok helyét is ki kell jelölni a rendszerépítésben;

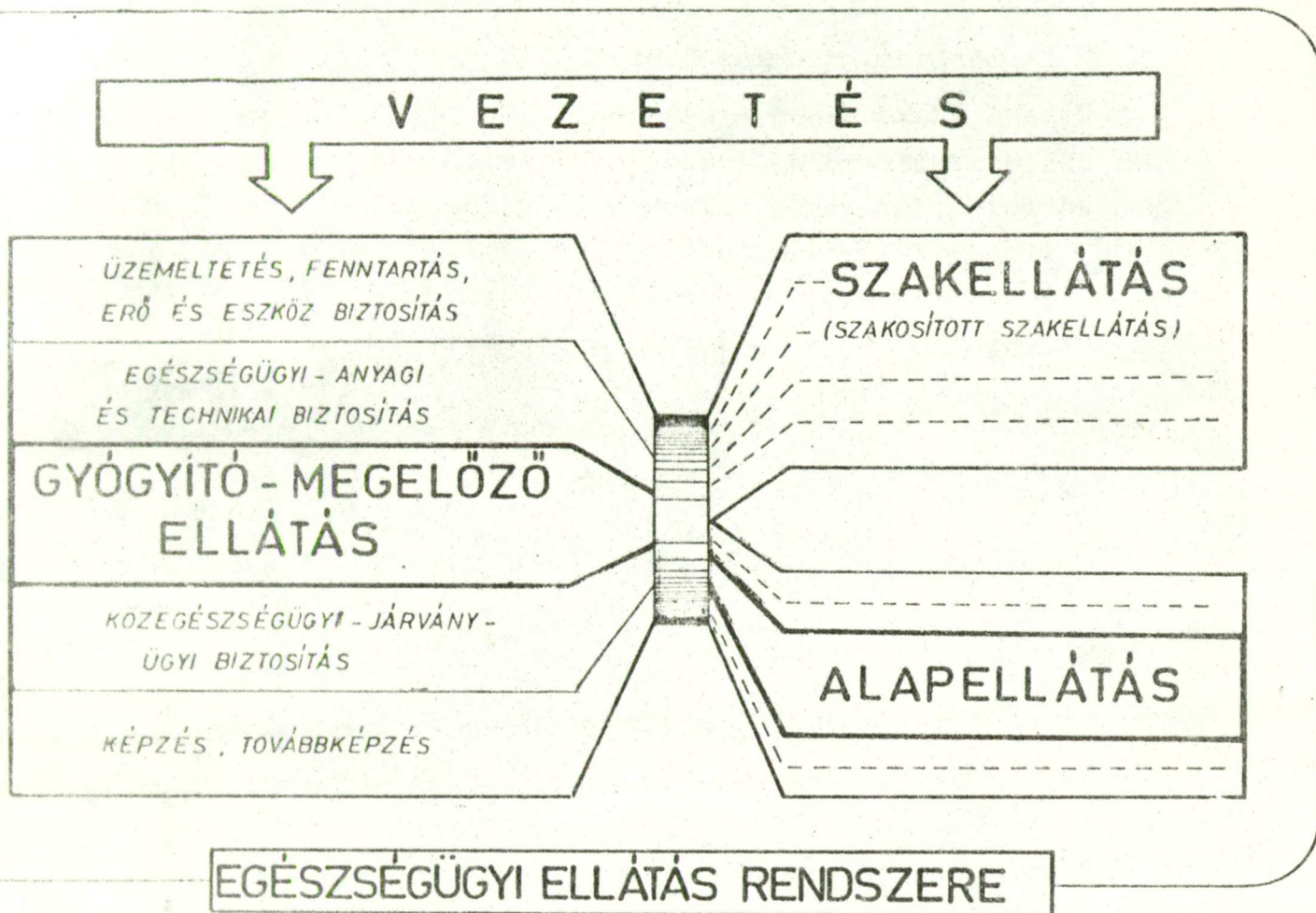
- az információs rendszer kiépítésénél az egészségügyi ellátás modelljából kell kiindulni, megjelölve ebben a leglényegesebb adatforrásokat és információ-igény csomópontokat;

- az elgondolás kialakításában támaszkodni kell az eddig elért eredményekre, tapasztalatokra - akár a hadseregben belül, akár az állami egészségügyi szolgálatban, vagy más ágazatban, akár külföldön lehettek ezek fel.

Ebben a megközelítésben a tárgyalt részrendszer az MN egészségügyi szolgálatában az *alapellátás gyógyító- megelőző tevékenységének vezetésorientált és betegorientált információival foglalkozik.*

A feladatok, tagozatok rendszerét és az egészségügyi ellátásban megjelenő részrendszer tartalmát a 2. ábra mutatja.

A fejlesztés célja: a vezetéshez szükséges információk továbbfejlesztése mellett a Magyar Néphadseregben szolgálatot teljesítő állomány - a szolgálat kezdetétől a befejezéséig - egészségi állapotának egyénenkénti rendezett és aktualizált nyilvántartása úgy, hogy az adatszolgáltató az alapellátás marad, de a fejlesztésnek be kell fogadnia a következőkben kialakítandó kórházi részrendszer csatlakozó pontjait.



2. ábra

A fejlesztés INPUT oldalú feladatai

Leglényegesebbnek a gyógyító megelőző munka területeihez igazodó logikai információ rendszerezést tartottuk és a következő információ csoportokat hoztuk létre: személyi-szolgálati adatok; a gyakoriság, forgalom jelzői; a környésre utaló adatok köre /"nem orvosi anamnézis"/; az anamnézis adatai /családi, egyéni, távoli és közeli/; a beteg-

ség megállapításának adatai /statusz, vizsgálati eredmények/; felvételi és záródiagnózisok; /BNO IX revíziója/; a gyógyítás folyamatához tartozó adatok /a diagnózisok felállítási helye, ellátási szakaszok/; orvosi döntés /az ellátás mely szakaszára irányítandó a beteg a gyógyulás érdekében/ és eredmény jellegű /kimeneteli/ adatok.

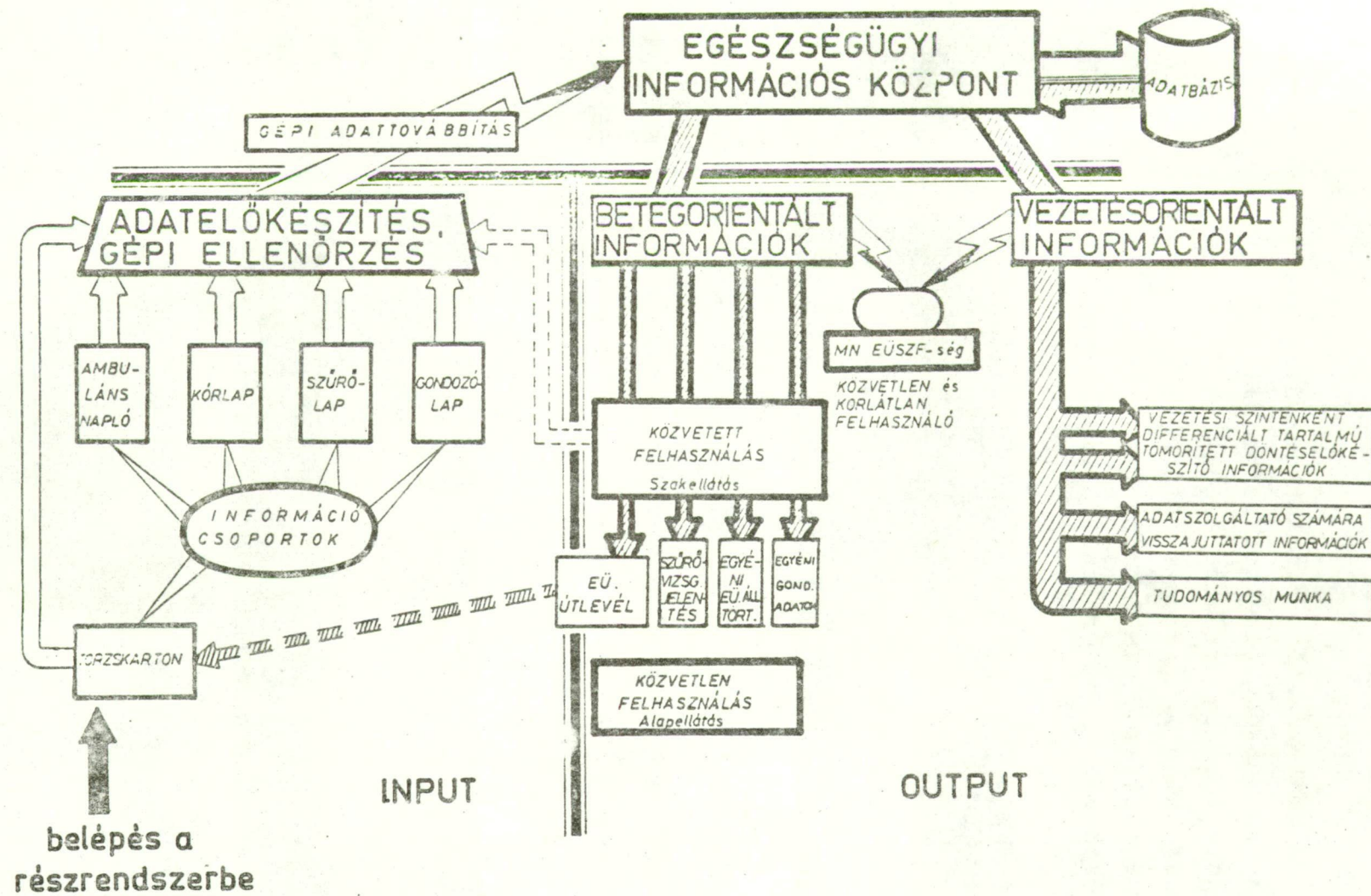
Az információ csoportok - figyelembe véve a gyógyító-megelőző munka területeit - a következő *bizonylattípusokon* kerülnek az adatelőkészítés fázisához: *járóbetegellátás - ambuláns napló; fekvőbetegellátás - kórlap; szűrővizsgálatok - szűrővizsgálati lap; gondozás - gondozólap*. A bizonylatok technikai előkészítettsége olyan irányi, hogy az adatelőkészítés, az ellenőrzés bizonyos fázisai optikai olvasón történjenek.

A rendszer ugymond *feltöltésére* - az adatbázis betáplálására - egy alapbizonylat *szolgál*, az *ugynevezett törzskarton*. Ez mindenkiről - az MN személyi állományáról - a szolgálat megkezdése előtt felvételre kerül.

A rendszer szolgáltatásai a jól szervezett adatbázison alapulnak, illetve valósulhatnak meg. Ennek az a feltétele, hogy a rendszer flexibilis legyen, lekérdező rendszerei változatos hozzáférési módot biztosítsanak. Tartalmában bővül az output vezetés-orientált oldala, biztosítva az operatív közvetlen hozzáférést. Új elem a beteg-orientált oldal és szolgáltatásai: a rendszerben helyet foglaló egyén egészségi állapotának nyomonkövetése részben közvetett, részben közvetlen hozzáféréssel. A szolgáltatások harmadik nagy csoportja szinte magától érthetődő: a tudományos kutatómunka kiszolgálása a klinikumtól az egészségügyi szervezéssel bezárólag.

Összegezve:

A megbetegedési eseten alapuló morbiditási, betegfor-



3. ábra

galmi adatokat vezetési szintenként differenciáltan, rangsoroltan és küszöbértékekkel szenzibilizáltan bemutató részrendszer beteg-orientáltságu továbbfejlesztése minőségi ugrást jelent. A rendszer viszonylagos zártsága, a vezetettség kedvező foka lehetővé teszi a teljeskörűségre való törekvést. A kiépítésnél alapvető elv: az információs rendszert a gyógyító-megelőző tevékenység modelljét követve kell megvalósítani. A fejlesztett változatot a 3. ábra vázolja.

Irodalomjegyzék

- (1) Simon P., Németh K., Gyenei Mária: Az egészségügyi szolgálat alapellátási tagozatának vezetésorientált számítógépes rendszere, NJSZT IX. Kollokvium összegyűjtött anyaga, 201. old.
- (2) Kádár P., Józsa S., Sugár B.: Index-szám betegségek és balesetek súlyosságának jellemzésére, Honvédorvos "T" melléklet a XXIX. évf. 1. számhoz, 1977. 82. old.

DOTÉ, Egészségügyi Szervezési Intézet és
KLTE Számológóközpont, Debrecen

Egészségügyi operációkutatást segítő számítógépes
eljárás /népesség alakulását szimuláló számítógépes program/

Baloghné Belicza Éva, Csobán György és Jékel Pál

A demográfusok, a népességi kutatásokkal foglalkozó szakemberek számos módszert ismernek és alkalmaznak népesség-előreszámítások elvégzésére. A legáltalánosabb ezek között az un. "component method" az "alkotóelem módszer", amely - mint Vukovich (5) írja - a népességi változások egyes elemeinek /termékenység, halandóság stb./ feltételezett jövőbeni alakulása alapján számítja ki a népesség várható számát kor és nem szerint.

Minthogy az egészségügyi ellátás végső célként a népesség egészségi állapotát kívánja javítani, önként adódik az összefüggés, illetve a lehetőség, hogy az egészségügyi ellátás feltételezett hatásait is érvényesítsük a népesség előreszámításban /pl. hogyan alakulna a lakosság száma és korösszetétele, ha a daganatos betegségeket, mint halálokat ki tudnánk küszöbölni/. Vagy más szempontból: az egészségügyi ellátás tervezett szervezeti, vagy egyébbirányu változtatásai hatásainak lehetséges alternatíváit vizsgáljuk - szimuláljuk - a népesség számában, illetve korösszetételében.

A "component method" eredeti formájában csupán nagyvonalú /globális/ hatások "érzékelésére" alkalmas. Például - előbbi feltevésünket véve - csupán az általános halálozási arány csökkenését /változását/ vizsgálhatnánk mint hatást, és nem szelektíven a daganatos betegségek okozta halálozás kiesését.

A népesség egészségi állapotának egyik jellegzetes mutatója a halálozások alakulása betegségi csoportonként, azaz az úgynevezett "halálloki struktúra". Ezen mutató új komponenseként való beépítését az előreszámitási eljárásba Ortiz és Parker (4) írták le. Farkas, Csobán, Szabó (3) az eredetileg öt halálloki csoportot tízre bővítve módosították az eljárást. Tekintettel arra, hogy a korcsoportok 5-5 évet öleltek fel ebben az eljárásban, az előreszámitott értékek szakaszos, erősen tördelt képet adtak egy tulajdonképpen folyamatos népességszám és korösszetétel változásról.

Egyéb - később még szóba kerülő - megfontolások mellett ez indokolta, hogy az eljárást ismét átdolgozva, tovább finomítsuk. Továbbra is tíz halálloki csoporttal dolgozunk, de a népességelőreszámitást egyéves periódusokban végezzük. Ezzel elértük, hogy mind a népességszám, mind a népességösszetétel /kor, nem, születések, halálozás/ változások tendenciái folyamatként értékelhetők.

Az eljárás részletes ismertetése előtt bemutatjuk a halálloki csoportosítást, melyhez a Betegségek Nemzetközi Osztályozása VIII. revíziójának rövidített "B" jegyzékét vettük alapul.

Halálloki csoportok:

1. Rosszindulatu daganatok	B 19*	19 %**
2. Magas vérnyomás	B 27	5 %
3. Ischaemiás szívbetegségek	B 28	21 %
4. Egyéb keringési betegségek	B 25, B 26, B 29	5 %
5. Agyér betegségek	B 30	15 %
6. Légzőszervi betegségek	B 31 - B 33	6 %
7. Emésztőszervi betegségek	B 34 - B 37	3 %
8. Perinatalis betegségek	B 42 - B 44	3 %
9. Balesetek és erőszak	BE 47 - BE 49	9 %

* A BNO VIII. revízió rövidített "B" jegyzéke szerinti kódjelek

** Átlagos részesedések az utóbbi években az összhaltalozásból

10. Összes egyéb halálok	B 1 - B 18	
	B 20 - B 24	
	B 38 - B 41	
	B 45, B 46	15 %

A halált okozó betegségek bemutatott csoportosítását részint a betegségek jól definiálható elkülönülése, részint /és emellett/ jelentős részesedése, nemkülönben az egészségügyi ellátással való jellegzetes kapcsolata indokolta.

Az alkalmazott eljárás lényege a következő:

Tekintjük az adott népesség korévenkénti összetételét, valamint az egyes korévekben a halálokok szerint vett halálozási számokat /eseteket/ a vizsgálat kezdő /kiindulási/ évében. Ezekből az adatokból kiszámoljuk a halálozási és túlélési valószínűségeket. Ezen értékekkel konstruálunk egy átmenet valószínűségi mátrixot, melyet a folyamat során állandónak feltételezünk /de tetszés szerint változtathatunk is!/. A keresett értékeket, azaz a nemenkénti, korévenkénti létszámot és a korévenkénti halálokok szerinti halálozási számokat egy állapotvektor segítségével kapjuk meg. Ennek szerkezete az előreszámítás t -edik évében a következő:

$$C_t = (D_{t,1}, D_{t,2}, \dots, D_{t,10}, W_{t,1}, W_{t,2}, \dots, W_{t,100}) \quad [1]$$

ahol $D_{t,j}$ a t -edik stádiumban a j -edik betegségben a halálozások összes száma; $W_{t,i}$ a t -edik stádiumban az i -edik korévben élő népesség száma. Természetesen külön állapotvektor jellemzi a férfiakat és külön a nőket. Ha T -vel jelöljük az átmenet valószínűségi mátrixot, akkor

$$\begin{aligned} C_t &= C_{t-1} * T, \\ C_t &= C_0 * T^t \end{aligned} \quad [2]$$

/ahol c_0 a kezdeti állapotvektor/, és így megkapjuk a keresett értékeket.

A T mátrixot a következőképpen konstruáljuk meg:

t-edik stádium

korintervall.

halállok csop.

	(t+1)-edik stádium										
	A	B	...	I	J	1	2	3	...	99	100
A	1		I						0		
B		1									
⋮			⋮								
I				1							
J					1						

	Q					P					
1	$q_{1,A}$	$q_{1,B}$...	$q_{1,I}$	$q_{1,J}$	$b_{1,1}$	$p_{1,1}$	0	...	0	0
2	$q_{2,A}$	$q_{2,B}$...	$q_{2,I}$	$q_{2,J}$	$b_{2,1}$	0	$p_{2,3}$...	0	0
⋮	⋮	⋮		⋮	⋮				⋮		
99	$q_{99,A}$	$q_{99,B}$...	$q_{99,I}$	$q_{99,J}$	$b_{99,1}$	0	0	...	0	$p_{99,100}$
100	$q_{100,A}$	$q_{100,B}$...	$q_{100,I}$	$q_{100,J}$	$b_{100,1}$	0	0	...	0	0

[3]

A jelzések a következők:

Jelölje $M_{i,j}$ az i-edik korév j-edik halállok-csoport szerinti halálozási arányszámát és

$$M_i = \sum_j M_{i,j} \quad \text{a korévenkénti halálozási arány-} \quad [4]$$

számot.

Ekkor

$$q_i = \frac{M_i}{1 + (1 - a_i) M_i} \quad [5]$$

az i-edik korév halálozási valószínűsége, illetve

$$q_{i,j} = \frac{M_{i,j}}{1 + (1 - a_i) M_i} \quad [6]$$

az i -edik korévben a j -edik betegségben bekövetkező halálozás valószínűsége.

Az a_i érték konstans, az adott korévre jellemző, 0 és +1 közé eső valós szám, ami jellemzést ad a vizsgált populáció halálozási megoszlására. Kiszámítása nehézkes és bonyolult, ezért irodalmi adatok alapján (1) a következő értékekkel számolunk: $a_1 = 0,1$ /ez az ujszülöttkori halálozás viszonylag magas számára utal/; $a_2 = 0,43$, $a_3 = 0,45$, $a_4 = 0,47$, $a_5 = 0,49$ és ennél magasabb korintervallumokra 0,5 értéket vettünk. Ezek az értékek általában egész Európára jellemzőek, legfeljebb századokban térnek el egymástól az egyes országok viszonylatában.

Annak valószínűsége, hogy valaki túllépi az i -edik korintervallumot és belép az $(i+1)$ -edikbe:

$$p_i = 1 - q_i \quad [7]$$

A P mátrix első oszlopában szerepelnek még a $b_{i,1}$ elemek, ezek határozzák meg az ujszülöttek számát. Ha f -fel jelöljük a kislányok arányát az ujszülöttek között, akkor a kislány ujszülötteket

$$f \cdot b_{i,1} = f \cdot \frac{(p_1 + q_1 a_1)(F_i + p_i \cdot F_{i+1})}{2} \quad [8]$$

fogja generálni, ahol F_{i+1} az i -éves koru nők termékenységi mutatója, fertilitása.

Végül a számítógépes programban ezek alapján a következő képletekkel számoltunk:

1. A t -edik stádiumban az i -edik korintervallumban a j -edik halálok miatt bekövetkezett halálozások száma:

$$d_{t,i,j} = W_{t-1,i} \cdot q_{i,j} \quad [9a]$$

2. Az újszülöttek száma a t -edik időpontban:

$$W_{t,1} = \sum_j b_j \cdot W_{t-1,i} \quad [9b]$$

3. A népesség száma az i -edik korintervallumban és a t -edik időpontban:

$$W_{t,i} = W_{t-1,i-1} \cdot p_{i-1} \quad [9c]$$

/Megjegyezzük, hogy az i -edik korintervallum az $(i-1)$ -éveseket jelenti, azaz pl. az 1. korintervallumba a 0 évesek tartoznak./

A programot PL-1 nyelven írtuk és a futtatásokat a KLTE Számítóközpont R-30-as számítógépén hajtottuk végre.

Problémák és eredmények

Tisztában vagyunk azzal, hogy mostani programunk is még sok finomításra szorul. Debreceni értékekkel számoltunk és ez rögtön felvetette a migráció kérdését. Mivel a Debrecenbe bevándorlók száma időben elég nagy ingadozást mutat, pillanatnyilag egy átlagértéket használunk, és ezt az egész előreszámitási folyamat során konstansként kezeljük.

Másik probléma a halandóság alakulása. Különösen Debrecenben erősen csökken a csecsemőhalandóság /ez országos tendencia is/. Ugyanekkor például az ischaemiás szív-

illetve az agyér-betegségek okozta halandóság növekszik, főleg az idősebbek körében. Nagymértékű változásokat mutatnak a fertilitási arányszámok is, így egy hosszabb távu prognózisban sok függ attól, mennyire közelíti meg a becslés a majdani valós értékeket. Ezért is gyakorlat az, hogy az előreszámításokat több /de egyaránt valószínű/ változatban készítik el. Ilyen célok vezettek bennünket, mikor programunkat úgy dolgoztuk át, hogy futtatás közben, tetszőleges stádiumokban változtathassuk mind a halálozási, mind a fertilitási arányszámok értékeit. Tervezzük, hogy eljárást és programot szerkesztünk az említett arány-változtatások számítógépes generálására, illetve matematikai módszert keresünk annak megalkotására.

A programot 1974-es debreceni adatokkal futtattuk le. 1979-től 1999-ig ötévenként irattuk ki az eredményeket /a számolás végig évenként történt/. Az 1979. év adatai természetesen a "valóság" szimulációját szolgálták, azaz kipróbáltuk tudja-e programunk reprodukálni az elmúlt öt évet. Természetesen nem várhattunk nagy pontosságú eredményeket, hiszen kiinduló értékeink csak közelítő, becsült adatok voltak /nem állt rendelkezésünkre adat a szükséges részletességű bontásban!/. Mivel Magyarország egészére részletesebb adatokkal rendelkezünk, ezekre az értékekre is végrehajtottuk az előreszámítást. Eredményeinket az 1980. jan. 1-i népszámlálás előzetes adataival összevetve csupán 4 %-nyi eltérést találtunk az össznépesség számára vonatkozóan előreszámításunkban, melyet 1974-es kiindulási adatokból számítottunk.

Programunk a halálozási és népességszámon kívül megadja az egyes életkorokban még várható átlagos élettartamokat a számítás kezdetekor, és minden olyan esetben, mikor változtattunk a halálozási arányszámokon. Ezt grafi-

kus módon összesíti programunk az egyes évekre vonatkozó korstrukturákat nemenként az ugynevezett korfa formájában.

Irodalomjegyzék

- (1) Chiang, Ch.L.I Introduction to Stochastic Processes in Biostatistics, New York, London, Sydney, 1968.
- (2) Hayes, M.C., Gleave, D.: Migration movements and the differential growth of city regions in England and Wales, Papers of the Reg. Sci. Assoc. 35: 99-126, 1974.
- (3) Farkas, M., Csobán, Gy., Szabó, Z.: Diplomamunka - kézirat, 1978.; nem publikált adatok 1978-1980.
- (4) Ortiz, J., Parker, R.: A Birth-Life-Death Model for Planning and Evaluation of Health Services Programs, Health Services Research 1971, Summer 120-143 pp. 1971.
- (5) Vukovich, Gy.: A regionális és város-község szerinti népesség előreszámítások néhány problémája, Demográfia, 16/1: 43-57., 1973.

MTA SZTAKI és ORFI

Öröklődés kockázatának számítása multifaktoriális
modell esetén adott jellemző ismeretében

Ratkó István és Gömör Béla

1. Bevezetés

Egészségügyi szempontból fejlett ország egyik kritériuma lehetne genetikai tanácsadó létezése. Hazánkban több helyen működik ilyen tanácsadó. Az ORFI-ban is van genetikai rendelés, ahova olyanok fordulhatnak, akiknek családjában egy vagy több esetben örökletes reumás-mozgásszervi megbetegedés fordult elő.

A genetikai tanácsadás célja, hogy családvizsgálat /betegségre vonatkozó családfakészítés/, a betegség ismerete, valamint populációstatisztikai adatok alapján valószínűségszámítási eszközök felhasználásával megadja az ismételt betegség előfordulási kockázat értékét. Veleszületett fejlődési rendellenességekre már hazánkban is végeztek számításokat (1), felnőttkorban manifesztálódó betegségekre azonban még nem.

Igen lényeges azonban az, hogy a kapott kockázati értékeket helyesen értelmezzük, ne misztifikáljuk. A kockázati értékeket tekinthetjük elfogadhatónak, elviselhetőnek és meggondolandónak. Az orvos szerepe ennek megfelelő tanács nyújtása, de a végső döntés a teendőket illetően a szülőké kell, hogy legyen.

Előadásunkban a spondylitis ankylopoetica /Bechterew-betegség, röviden Sp. a/ öröklődés kockázatával foglalko-

zunk.

Az Sp. a. multifaktoriális kóreredetű (2), ezért a számításokhoz (1),(3) a többdimenziós normális eloszlásfüggvény értékeinek meghatározására van szükség. A függvényértékeket (4),(5) vagy (6) alapján lehet megadni. A többdimenziós normális eloszlásfüggvénnyel való számolás igen nehézkes, ezért újabban történtek kísérletek arra vonatkozólag, hogy a könnyebben kezelhető többdimenziós Pareto eloszlást használják (7). Ennek használhatóságának lehetőségei azonban még nincsenek pontosan tisztázva.

A probléma, amivel foglalkozunk általánosan a következőképpen fogalmazható meg: adott egy multifaktoriális kóreredetű betegség, amelyről még azt is tudjuk, hogy valamilyen "jellemző" /pl. szembelnyomás, a szérum lipoprotein v. húgysav szintje, HLA-B27 antigén jelenléte stb./ nagysága a betegség kiváltásával szoros kapcsolatban van. A következő kérdésre keressük a választ: mi a valószínűsége annak, hogy egy adott gyermek beteg lesz, ha tudjuk, hogy szülei és azok testvérei között kik betegek, s ismerjük mindegyikük "jellemzőjének" értékét. Olyan esetekre, amikor a jellemző folytonos, vannak módszerek az előbbi kockázati értékek kiszámítására (9),(10), diszkrét esetre azonban nincs. Diszkrét esetre példa a HLA-B27 antigén, ugyanis ismeretes, hogy a HLA-B27 antigén és az Sp.a. szoros kapcsolatban áll egymással.

Sp.a.-ra az említett kockázati értékek meghatározására az előző kollokviumon megadtunk egy modellt (8). A modell használatához olyan többdimenziós eloszlások kezelésére lenne szükség, amelyek peremeloszlásai között normális és diszkrét is előfordul. Ennek az eloszlásnak a generálása egyelőre megoldatlannak tűnik.

Ezen akadály kikerülése érdekében kevésbé általános,

de valamivel egyszerűbb módszert dolgoztunk ki.

A jellemzőről feltesszük, hogy csak a 0, 1 vagy 2 értéket veheti fel, egy gyermek jellemzője a következőképpen "adódik össze" szülei jellemzőjéből: ha valamilyik szülő jellemzője 0, ill. 2, gyermekének jellemzőjéhez 0-val v. 1-gyel járul hozzá. Ha a szülő jellemzője 1, akkor gyermekének jellemzőjéhez 1/2 valószínűséggel 0-val, 1/2 valószínűséggel 1-gyel járul hozzá.

2. A jellemző eloszlásának meghatározása nemtől független betegség esetén

Vezessük be a következő jelöléseket:

- r_i ($i = 0, 1, 2$) annak valószínűsége, hogy a jellemző értéke az általános populáció egy véletlenszerűen választott egyedénél i ;
 q_n (ill. t_n) annak valószínűsége, hogy egy beteg, ill. egészséges nőnek a jellemzője nem nulla;
 q_f (ill. t_f) mint az előbbi, csak férfira.

Az általános populációból az $r_1 + r_2$ értékét becsüljük /legyen $r = r_1 + r_2$). Csak azzal az esettel foglalkozni, amikor r_i értéke nem függ a nemtől. Könnyen bizonyíthatók a következők:

$$\begin{aligned} r_0 &= 1-r & r_1 &= 2r + 2\sqrt{1-r} - 2 & r_2 &= 2-r-2\sqrt{1-r} \\ r_0 &= 1-q_n & r_1 &= 2q_n + 2\sqrt{1-q_n} - 2 & r_2 &= 2-q_n-2\sqrt{1-q_n} & [1] \\ r_0 &= 1-t_n & r_1 &= 2t_n + 2\sqrt{1-t_n} - 2 & r_2 &= 2-t_n-2\sqrt{1-t_n} \end{aligned}$$

Ebből és a teljes valószínűség tételéből kapjuk, hogy:

$$r_0 = p(1-q_n) + (1-p)(1-t_n)$$

$$r_1 = p(2q_n + 2\sqrt{1-q_n} - 2) + (1-p)(2t_n + 2\sqrt{1-t_n} - 2)$$

ahol p annak valószínűsége, hogy egy nő /férfi/ beteg.
 p értékét a populációból becsülve ez utóbbi egyenletrendszerből q_n és t_n meghatározható. Ugyanis bevezetve az $\sqrt{1-q_n} = x$ $\sqrt{1-t_n} = y$ jelöléseket, megmutatható, hogy egyrészt

$$x = \frac{2r_0 + r_1 - 2(1-p)y}{2p}$$

másrészt

$$(4-4p)y^2 - 4(2r_0 + r_1)(1-p)y + [(2r_0 + r_1)^2 - 4r_0p] = 0.$$

3. A jellemző eloszlása nemtől függő betegség esetén

Az előző pont jelölésein kívül vezessük még be a következőket:

$q_{bfi}, q_{efi}, q_{bni}, q_{eni}$: annak valószínűsége, hogy a megfelelő személy jellemzője az i értéket veszi fel /a b , ill. e index betegre, ill. egészségesre, az f , ill. n index férfira, ill. nőre vonatkozik/;

S_f (S_n) annak valószínűsége, hogy egy férfi /nő/ beteg.

A nemtől független esettel szemben most r , q_n , q_f , S_f és S_n becsült értékeire van szükségünk. [1] első egyenlete most is érvényes. t_f és t_n a teljes valószí-

nűség tétele alapján határozható meg:

$$t_f = (r - q_f S_f) : (1 - S_f) \quad t_n = (r - q_n S_n) : (1 - S_n)$$

Feltehetjük, hogy

$$\frac{q_{ef1}}{q_{ef2}} = \frac{q_{bf1}}{q_{bf2}} = \frac{r_1}{r_2} = \frac{q_{ef1}}{t_f - q_{ef1}} = \frac{q_{bf1}}{q_f - q_{bf1}}$$

Ezért

$$q_{ef1} = \frac{r_1}{r_1 + r_2} t_f \quad q_{bf1} = \frac{r_1}{r_1 + r_2} q_f$$

Könnyen adódnak a következők is:

$$q_{en1} = \frac{r_1}{r_1 + r_2} t_n \quad \text{és} \quad q_{bn1} = \frac{r_1}{r_1 + r_2} q_n$$

Sp.a.-ra a következő számolási eredményeket kapjuk:

Becsült értékek:

$$r = 0,1278 \quad q_n = 0,75 \quad q_f = 0,8298$$

$$S_f = 0,004 \quad S_n = 0,0008$$

Számított értékek:

$$t_f = 0,1250 \quad t_n = 0,1273$$

$r_0 = 0,8722$	$r_1 = 0,1234$	$r_2 = 0,0044$
$q_{ef0} = 0,875$	$q_{ef1} = 0,1207$	$q_{ef2} = 0,0043$
$q_{en0} = 0,8227$	$q_{en1} = 0,1230$	$q_{en2} = 0,0043$
$q_{bf0} = 0,1802$	$q_{bf1} = 0,8014$	$q_{bf2} = 0,0284$
$q_{bn0} = 0,025$	$q_{bn1} = 0,7244$	$q_{bn2} = 0,0256$

4. Öröklődés kockázatának számítása Sp.a.-ra a
HLA-B27 antigén "jellemző" ismeretében

Az A, M, F, L, ill. Ag, Mg, Fg, Lg események legyenek
rendre a következők: apa, mama, fiu, leány beteg, ill.
rendelkezik antigénnel.

Mivel az sp.a. multifaktoriális kóreredetű (2), e-
zért a

P(LIAM), P(LIAM), P(LIAM), P(LIAM) feltételes
P(FIAM), P(FIAM), P(FIAM), P(FIAM)

valószínűségek meghatározhatók pl. Bene Béla által al-
kalmazott módszerrel (4). A következő értékeket kapjuk:

P(LIAM) = 0,2238	P(LIAM) = 0,0251
P(LIAM) = 0,0166	P(LIAM) = 0,0007
P(FIAM) = 0,4288	P(FIAM) = 0,0785
P(FIAM) = 0,0559	P(FIAM) = 0,0037

Az 1. táblázatban szereplő kockázati értékek meghatáro-
zásához szükségünk lesz az alábbi valószínűségekre:

$$P(Lg|AM) = \frac{1}{2}q_{bfo}q_{bni} + q_{bfo}q_{bn2} + \frac{1}{2}q_{bfi}q_{bno} + \\ + \frac{3}{4}q_{bfi}q_{bni} + q_{bfi}q_{bn2} + q_{bf2}$$

$$P(Lg|\overline{AM}) = \frac{1}{2}q_{bfo}q_{eni} + q_{bfo}q_{en2} + \frac{1}{2}q_{bfi}q_{eno} + \\ + \frac{3}{4}q_{bfi}q_{eni} + q_{bfi}q_{en2} + q_{bf2}$$

$$P(Lg|\overline{AM}) = \frac{1}{2}q_{efo}q_{bni} + q_{efo}q_{bn2} + \frac{1}{2}q_{efi}q_{bno} + \\ + \frac{3}{4}q_{efi}q_{bni} + q_{efi}q_{bn2} + q_{ef2}$$

$$P(Lg|\overline{AM}) = \frac{1}{2}q_{efo}q_{eni} + q_{efo}q_{en2} + \frac{1}{2}q_{efi}q_{eno} + \\ + \frac{3}{4}q_{efi}q_{eni} + q_{efi}q_{en2} + q_{ef2}$$

Az előző pontban kiszámolt értékeket felhasználva

$$P(LgIAM) = 0,6544$$

$$P(LgIAM) = 0,4473$$

$$P(LgIAM) = 0,4274$$

$$P(LgIAM) = 0,1232 \text{ adódik.}$$

Hasonló módszerrel határozhatók meg a

$P(Lg\bar{A}IAM)$, $P(LgAgIAM)$, ... típusu valószínűségek is. A táblázatban szereplő valószínűségek meghatározására csak egy példát hozunk fel, a többit hasonló módszerrel kell megadni. Példaként vegyük a $P(LIAM\bar{A}gLg)$ valószínűség meghatározását.

A

$$\frac{P(LIAM\bar{A}gLg)}{P(LIAM\bar{A}Lg)} = \frac{P(LILg)}{P(LILg)} \quad (= \text{jel } a\text{-val) természetes}$$

feltevéssel élve, mivel

$$P(LIAM\bar{A}gLg) P(\bar{A}Lg) + P(LIAM\bar{A}Lg) P(\bar{A}Lg) = P(LIAM\bar{A})$$

könnyen adódik, hogy

$$P(LIAM\bar{A}gLg) = \frac{P(LIAM\bar{A})}{a P(LgIAM) + P(\bar{L}gIAM)} \quad \text{és}$$

$$P(LIAM\bar{A}gLg) = a \cdot P(LIAM\bar{A}Lg)$$

Ugyanakkor a

$$\frac{P(LIAM\bar{A}gLg)}{P(LIAM\bar{A}Lg)} = \frac{P(LIAg)}{P(LIAg)} \quad \text{és } a$$

$$P(LIAM\bar{A}gLg) P(\bar{A}Lg) + P(LIAM\bar{A}Lg) P(\bar{A}Lg) = P(LIAM\bar{A}Lg)$$

egyenletekből az előbbihez hasonló módon a

$$P(LIAM\bar{A}gLg) \text{ valószínűség meghatározható.}$$

A gyermek meg- betegedésének valószínűsége	Apa beteg, anya nem		Anya beteg, anya nem	
	Apa HLA-B27+	Apa HLA-B27-	Anya HLA-B27+	Anya HLA-B27
Fiú HLA-B27+	0,0976	0,0202	0,1416	0,0293
Fiú HLA-B27-	0,0047	0,0010	0,0079	0,0012
Lány HLA-B27+	0,0273	0,0067	0,0424	0,0104
Lány HLA-B27-	0,0022	0,0005	0,0039	0,0010

1.sz. táblázat

5. Megjegyzések

a/ Észrevehetően a táblázatban csak olyan esetek szerepelnek, amikor legalább az egyik szülő beteg, és legalább az egyiknek van antigénje. Ennek oka az, hogy az eddigi gyakorlatban, csak ilyen esetekben merült fel tanácsadás szükségessége.

b/ Terveink között szerepel a homozigótaság figyelembevétele is, vagyis annak ismerete, hogy 1 v. 2 antigénnel rendelkeznek a vizsgált személyek, hogyan módosítják a kockázati értékeket.

c/ Mire használható a táblázat? A nagyobb kockázati értékű gyermek számára a rizikó faktorokat lehetőleg ki kell küszöbölni, a fertőzéseket hamar le kell küzdeni, tünetek jelentkezése esetén ne legyenek diagnosztikus nehézségek, amelyek az egyébként alattomos kezdetű betegségekre évekig helytelen diagnózisokat, nem megfelelő kezeléseket eredményeznek.

d/ Összehasonlítva pl. $P(LIAM)$, $P(LIAMAgLg)$ $P(LIAMAg\overline{Lg})$ értékeket, láthatjuk az antigén ismeretében a gyermek kockázata "csökkenhet" HLA-B27 -, ill. "nöhet" HLA-B27+ esetben. Vagyis pontosabbat tudunk nyújtani, mondani a szülőknek.

Irodalomjegyzék

- (1) Tusnádi Gábor, Telegdi László és Czeizel Endre: Gyakori veleszületett rendellenességek öröklődésmenetének vizsgálata. Alkalmazott Matematikai Lapok 4, 1978.
- (2) Gömör Béla: A spondylitis ankylopoetica epidemiológiája és genetikája, Kandidátusi értekezés, 1976.

- (3) Charles Smith: Computer Programme to estimate recurrence risks for multifactorial familial disease. British Medical Journal, febr., 1972.
- (4) Czeiczél Endre és mások: Veleszületett rendellenességek Medicina Könyvkiadó, 1973.
- (5) Deák István: Monte Carló módszerek a többdimenziós térben elhelyezkedő halmazok valószínűségének meghatározására normális eloszlás esetén. Alkalmazott Matematikai Lapok 4., 1978.
- (6) Szántai Tamás: Egy eljárás a többdimenziós normális eloszlásfüggvény és gradiense értékeinek meghatározására. Alkalmazott Matematikai Lapok 2., 1976.
- (7) T.P. Hutchinson: An easy method of calculating approximate recurrence risks using a multifactorial model of disease transmission. Ann.Hum.Gen., London, 1980, 43.
- (8) Ratkó I.: Spondylitis ankylopoetica a genetikai tanácsadásban. 9. kollokvium, Szeged, 1978.
- (9) Charles Smith és Nanay R. Mendell: Recurrence risks from family history and metric traits, Ann. Hum.Gen., 1972.
- (10) T. Reich és munkatársai: The use of multiple thresholds in determining the mode of transmission of semi-continuous traits. Ann. Hum.Gen., 1972. 36.

Baranya megyei Tanács VB. Egészségügyi Osztály, Pécsi Tudományegyetem, Baranya megyei MESZTIK, Baranya megyei Területi Szülész-főorvosi Hivatal, POTE Szervezési Tanszék, Baranya megyei Tanács Kórház-Rendelőintézete Szülészeti- Nőgyógyászati Osztály

Alacsony súlyú újszülöttek feltételezett kockázati tényezőinek számítógépes elemzése

Kóbor József, Csébfalvi György, Tóth Zoltán, Pejtsik Béla,
Bédi Gyula és Hasitz Sándor

A terhesgondozás és szülészeti kiemelt jelentőségű problémája a "koraszülés" /alacsony születési súly/. A koraszülési gyakoriság és perinatalis mortalitás, valamint morbiditás közötti kapcsolat általánosan ismert. A tokolytikumok megjelenése és kiterjedt alkalmazása, a fájástevékenység műszeres észlelésének és elemzésének ellenére sem állíthatjuk, hogy eredményeink ebben a vonatkozásban kielégítőek. A koraszülési gyakoriság kétségtelenül javulást mutat, mindezek ellenére további aktív ténykedés szükséges az eredmények még jobbá tétele érdekében. Munkacsoportunk több korábbi munkájában foglalkozott a koraszülöttek és alacsony súlyú újszülöttek feltételezett kockázati tényezőinek kutatásával (2). A leszűrt tapasztalatokat a terhesgondozás gyakorlatában alkalmazta. Az utolsó 5 és fél év idevonatkozó megyei adatait az alábbiakban ismertetjük:

	1975	1976	1977	1978	1979	1980.I. félév	Össz.
Született magzat	7537	7055	6694	6410	6097	2915	36708
Koraszü- lött	986	837	770	727	691	330	4281
Gyakoriság %	13,08	11,86	11,50	11,34	10,34	11,32	11,66

Céljaink és munkamódszerünk vázlatos áttekintését az alábbiakban foglalhatjuk össze:

A terhesgondozásban is érvényes a szocialista egészségügy egyik igen fontos alapelve, a megelőzés. A profilaxis hatékony alkalmazása feltételezi az adott kórforma kiváltó okainak, illetve kockázati tényezőinek lehető legrészletesebb feltárását. Külföldi szerzők közleményeinek (3), (4), (5), (6) alapján és saját klinikai tapasztalataink figyelembevételével adatlapot szerkesztettünk, melyen az alacsony születési súly feltételezett rizikófaktorait tüntettük fel. Adatlapunk első és hátsó oldalát szemlélteti első két ábránk /1., 2. ábra/.

Az 1977. év januárjától a Baranya m. Kórház Szülészeti-Nőgyógyászati Osztályához tartozó centrális terhesgondozások keretében a tanácsadást végző orvos az észlelt kockázati tényezőt az adatlapon valamennyi terhes esetében bejelölte. A kitöltött adatlapok lezárása a szülés után történt, amikor is az ujszülöttel kapcsolatos adatokat rávezettük az adatlapra. A bizonylatok kódolás után adatrögzítésre kerültek /normál lyukkártyára/. A gépi programok kutatásaink elején kizárólag adatfeldolgozó jellegűek voltak, felhasznált matematikájuk az alapműveletekre korlátozódott. A vizsgálatok eredményei egyben további célkitűzéseket határoztak meg, melyek a következők voltak:

Sorozási:			S	T _S	P _S
1. Pontértéktáblázat az alacsony súlyú újszülöttek születésének előrejelzéséhez					
A. szorítási faktork					
1. Életkor 14-15 év	20		0		-2.77
2. Életkor 16-19 év	5		1	KRSZ	1.20
3. Életkor 20-29 év	10		2	ATSU	1.57
4. Életkor 30-39 év	15		3	SPAB	0.86
5. Egyedülálló leányanya	10		4	GIGN	0.65
6. Kis súly 50 kg. alatt	15		5	PYEL	0.94
7. Korai elhízás	30		6	EALA	0.95
8. Alacsony terhégi fogy.	10		7	NIKO	0.53
9. Fekete fogyasztás	10		8	KOR1	0.35
10. Rendsz. alkoholi fogy.	10		9	KOR2	0.34
11. Dohányzás	10		10	INTE	0.13
12. Magasság 150 cm alatt	30				
13. Cigány	20				
14. Al. isk. végz., szell. ret.	10				
15. Rossz szoc. körülmény	0				
B. Kedvezőtlen szül. előzm.					
1. Több évi meddőség	20				
2. Interruptiók	20				
3. Egy spontán ab.	20				
4. Kettő spontán ab.	15				
5. Három v. több. sp. ab.	30				
6. Egy koraszülés	50				
7. Kettő koraszülés	25				
8. Három v. több korasz.	50				
9. Előzményben császárn.	70				
10. Egy újszül.-nél fejl. r.	20				
11. Több újszül.-nél fejl. r.	10				
12. Egy méhen belüli elhalás	20				
13. 2. v. több méhen belüli elhalás	10				
14. Négy v. több gyermek	50				
	30				
C. Korai tünetek, betegségek					
1. Súlyvesztés mütét	30				
2. Vértetés II-III. trim	20				
3. Görcs	20				
4. Nemisz. fejl. rendell.	10				
5. Nemisz. benign. dag.	30				
6. Placenta praevia	5				
7. Int.-ben kez. hypermen.	0				
8. Lues	5				
9. Rh. incompat. inoim. nélk.	30				
10. Rh. incompat. sensibilizált	0				
11. TBC	30				
12. Szívbetegség	30				
13. Diabetes kezelt	50				
14. Diabetes juvenalis	0				
15. Anaemia 10 gr % alatt	25				
16. Acut pyelonephritis	35				
17. Chr. pyelonephritis	50				
18. Vese károsodás	30				
19. Mellékvese, pajzsm. bet.	55				
20. Cervix incompetencia	20				
21. Lázas influenza	50				
22. Rubéola	25				
23. Virus hepatitis	20				
24. Mononüpt. EPH gest.	25				
25. Blisüpt. EPH gestosis	50				
26. Trisüpt. EPH gestosis	75				
27. Ikerterhesség	0				
28. Idős először szülő	0				
29. Túlhordás 14 nap után	30				
30. TEMEB elutasítása	10				
31. Fekvési rendellenesség	0				
32. Téraránytalanság	10				
	30				
Rendelési sorrend:					
Becsléshez megjegyzés:					

1. ábra

2. ábra

1./ Az egyes feltételezett kockázati tényezők hatáselemzésére matematikai módszer alkalmazása;

2./ A matematikai módszerrel analizált kockázati tényezők ismeretében az alacsony születési súly prognosztizálására használt előszűrő lap szükség szerinti módosítása, végleges formában történő kialakítása.

Megjegyezzük, hogy az alacsony születési súly határértékeként a WHO által megszabott 2500 g-os értéket használtuk. A kódszámrendszer megfelelő kialakításával az adatlap egyes paramétereinek további bontását is megoldottuk, pl. a gestatio sorrendisége, valamint a terhes élet-

kora. Kutatásainknál több lépcsős methodikát alkalmaztunk, melyet az jellemzett, hogy az egyes gépi értékelések eredményeinek orvosi szempontból történő kiértékelése után a számításba vehető riziko-faktorok körét klinikailag behatároltuk. Eredményeink ismertetése előtt a feldolgozás matematikáját és a számítástechnikai feldolgozást csak olyan mértékben ismertetjük, amennyiben az a nem számítástechnikai szakember, illetve az érdeklődő számára feltétlenül szükséges.

Anyag és módszer: A szülés kimenetelében szerepet játszó kockázati tényezőkkel kapcsolatos módszertani kutatásunk kiindulási adatait egy 1236 fős terhespopuláció szolgáltatta. Az adatlapok kitöltésére korábban már utaltunk, itt csak annyit jegyzünk meg, hogy az adatok kitöltése az első terhesvizsgálat alkalmával, a tanácsadást végző szakorvos által történt. A szülés kimenetelére vonatkozó bejegyzéseket is ugyanaz a személy tette meg. A kutatás első szakaszában - diszkriminancia analízis segítségével - a következő kérdésekre kerestünk választ:

- 1/ A vizsgálatba bevont tényezők alapján kimutatható-e szignifikáns különbség a < 2500 g és \geq mint 2500 g születési súlyú populáció között?
- 2/ Az egyes tényezők egymáshoz viszonyítva milyen szerepet játszanak a populáció közötti különbségek kialakulásában?

A diszkriminancia analízis /továbbiakban DA/ meghatározott valószínűségi változókkal jellemzett populációk szétválasztására, a populációk közötti különbségeket magyarázó tényezők kiválasztására alkalmas többváltozós statisztikai eljárás. A kérdésekhez kapcsolódó számításokat a Pécsi Regionális Oktatási Számítóközpont 512 K Byte kapacitású R-22-es számítógépén a BMDP-77 programcsomag BMDP 7

M /Stepwise Discriminant Analysis/ programjával végeztük.

A kutatás második szakaszában végzett vizsgálatokban az első 10 lépésben kiválasztott tényezőket vontuk be. Ezeket a kiválasztás sorrendjében az alábbi táblázat tartalmazza /I. táblázat/.

s	T _s	A tényező megnevezése
01	KRSZ	Előzményben koraszülés
02	ATSU	Alacsony testsúly
03	SPAB	Előzményben spontán ab.
04	CIGN	Szociálisan veszélyeztetett
05	PYEL	Húgyúti infectio
06	EALA	Egyedülálló leányanya
07	NIKO	Dohányzás
08	KOR1	Életkor<18 év /I.para/
09	KOR2	Életkor>30 év /I.para/
10	INTE	Előzményben interruptio

I. táblázat

A táblázatban

s a lépés számát,

T_s az s-edik lépésben kiválasztott tényező mnemonikus kódját tartalmazza.

A posteriori valószínűségek becslésére a COX /1966/

által javasolt maximum likelihood eljárást alkalmaztuk (1). Az eljárás ismeretlen paramétereinek meghatározása iteratív becslési technikát igényel. A számítások alkalmazásához szükséges algoritmust a BMDP 77 programcsomag BMDP 3R /Nonlinear Regression/ programja biztosította. A számítástechnikai feldolgozás eredményeit rögzítő kimeneti táblán többek között feltüntetésre kerültek a riziko tényezők kombinációkhoz tartozó és a tünetmentességhez viszonyított *relatív kockázatok*.

Eredményeink: Klinikai, matematikai és számítógépes kutatásaink végző eredményeként - a mintanagyság, illetve az előfordulási gyakoriság figyelembevételével /10 %-os koraszülési gyakorisággal számoltunk/ - az alacsony születési súly kockázati tényezőiként az alábbi 10 faktort jelölhetjük meg:

- 18 évnél alacsonyabb életkor primiparánál,
- 30 évnél idősebb életkor primiparánál,
- egyedülálló leányanya,
- az anya alacsony testsúlya /< 50 kg/,
- dohányzás /mennyiségi megjelölés nélkül/,
- a terhes nő szociálisan veszélyeztetett volta,
- előzetes interruptio /számtól és sorrendiségtől függetlenül/,
- előzetes spontán abortusz /számtól és sorrendiségtől függetlenül/,
- előzetes koraszülés /számtól és sorrendiségtől függetlenül/,
- a terhesség alatt lezajlott húgyuti infectio.

A számítógépes program ezen 10 tényező önmagában és egymással való kombinációiban értékelt relatív kockázati értékeit adja meg táblázatos formában. A teljes táblázat közzlésére fizikai korlátok miatt nincs lehetőségünk. Következő táblázatunkban szemléltetés céljából a gépi lis-

ta egy kiemelt részét demonstráljuk /II. táblázat/.

Kockázati tényező megnevezése	Riziko $R/T, T'=0/$	Aposteriori valószínűségek	
		Újszülött súly $\geq 2500 \text{ g}$ $P/H_0; T/$	Szül. súly $< 2500 \text{ g}$ $P/H_1; T/$
Kockázati tényező nincs	1,00	94,10	5,90
A terhes alacsony testsúlya / 50 kg/	3,93	76,85	23,15
Előzményben kora- szülés	2,92	82,78	17,22
Egyedülálló leány- anya	2,36	86,06	13,94
Húgyúti infectio a terhesség alatt	2,34	86,18	13,82
Előzményben spontán abortusz	2,19	87,10	12,90
Szociálisan veszé- lyeztetett	1,82	89,28	10,72
Dohányzás	1,63	90,38	9,62
Fiatal primipara /életkor 18/	1,38	91,83	8,17
Idős primipara	1,37	91,91	8,09
Előzményben inter- ruptió	1,13	93,34	6,66

II. táblázat

Példaként kiemelünk egy esetet: Ha az előzményben interruptio, spontán abortusz és húgyuti infectio szerepel, az alacsony születési súly rizikójának értéke 5,11, az a posteriori valószínűségi értékek pedig /tehát, hogy ilyen riziko tényezők mellett hány százalékos valószínűséggel következik be koraszülés, illetve érett szülés/ 30,15 és 69,85. Pontosabban az előzményben szereplő fenti riziko tényező-kombináció esetében az esetek mintegy 1/3-ában várhatunk koraszülést a számítógépes prognózis alapján. A rizikóra vonatkoztatott kombinációs értékek természetesen nem egyeznek meg az egyes tényezők riziko értékeinek összegével.

Több éve tartó célirányos kutatásaink során saját anyagunk relációjában kimondhatjuk, hogy a nagyszámu /40/ feltételezett kockázati tényező közül 10-et mondhatunk jelentősnek az alacsony születési súly prognosztizálása szempontjából. Ennek alapján kialakítható egy, a tanácsadások számára praktikusán használható előszűrő lap, mely a klinikai vizsgálatok mellett a szakorvos figyelmének kellő irányításával hatékony támogatója lehet a koraszülés elleni tevékenységnek. Fontosnak tartjuk továbbá az eredményes prognózis és megelőzés szempontjából a cervix állapotának, a kontrakciók jelentkezésének, a vérnyomás változásoknak és a magzat méreteire vonatkozó adatoknak az előjelzésbe való bevonását. Jelenleg az értékelés methodikája, mint kipróbált módszer, rendelkezésünkre áll. További terveinkben szerepel egy terhességondozási számítógépes információs rendszer kifejlesztése, mely funkcionális egységben állna az eddig alkalmazott kutatási módszerekkel. Az új rendszer szervezése vonatkozásában a kezdő lépéseken már tuljutottunk. A folyamatos adatfeldolgozás során 2-3 évenként a szaporodó mintanagysággal újból és újból elvégezhet-

nénk az itt leírt matematikai-számítástechnikai elemzést. Ezzel tovább növelhető prognosztizáló adatlapunk hatásfoka. Terveink szerint a működő számítógépes rendszer megyei szinten és tanácsadónkénti bontásban adná meg terhesenként az alacsonyszületési súly relatív riziko értékét.

Összefoglalás: Szerzők több éves kutatásaik adatait matematikai elemzés alá vetették, melyet R-22-es számítógéppel oldottak meg. A koraszülések kockázati tényezőinek kutatásában a kezdetben feltételezett 40 tényezőtől a fokozatos analízisek során 10 olyant sikerült kiválasztani, melyek összefüggése az alacsony születési súllyal matematikai-statisztikailag bizonyítható volt. A kiválasztott 10 faktor és a klinikai tapasztalatok figyelembevételével a szerzők olyan "előszűrő lapot" kívánnak létrehozni, amely a gondozást végző szakorvosok diagnózisát és terápiáját megkönnyíti, és a perinatalis mortalitás és morbiditás eredményeit javítja.

Irodalomjegyzék

- (1) Cox, D.R. The analysis of binary data, 1970. Methuen: London
- (2) Kóbor J.: Kandidátusi értekezés, 1975.
- (3) Papiernik E., Kaminski M.: Perinat. Med.
- (4) Saling E.: Z. Geburtsch.u. Perina. 1972. 176. 70.
- (5) Thalhammer O.: Z. Geburtsh.u. Perinat. 1973. 177. 169.
- (6) Yerushalmi J.: J. Pediat. 1967. 71. 164.

ELTE Gothard Asztrofizikai Obszervatórium, Szombathely
és Vas megyei Tanács Markuszovszky Kórháza, I. Belosztály
Szombathely

A naptevékenység és a myocardialis infarctus összefüggésének
vizsgálata számítástechnikai módszerrel

Tóth György, Prugberger László, Andits Tamás és Weigl Miklós

A szívinfarktus jelentősége az utóbbi évtizedekben megnövekedett, melyet mind a világ, mind a magyar megbetegedési és halálozási statisztikai adatok egyaránt tükröznek. Míg 1878-ban a szívinfarktus ritkaságszámba ment, addig az USA-ban jelenleg 575 ezer, hazánkban pedig 26500 ember hal meg e betegségben évente, amely a népességnek mindkét esetben kb. 0,25 %-át jelenti (1).

Az ismert kiváltó tényezőkön, az ún. rizikófaktorokon (1) kívül célszerű keresni olyan társadalomtól, életmódtól független tényezőket, melyek meghatározott periódicitással jelentkeznek a természetben és ezen kívül jól definiálhatók is (2)(3)(4)(5).

Közismert a meteorológiai tényezők szerepe egyes megbetegedések kiváltásában, ezeknek egy része jól definiálható és prognosztizálható. Ezen az alapon jutottunk el a naptevékenység befolyásoló szerepének a vizsgálatához a myocardialis infarctus kiváltásában (6).

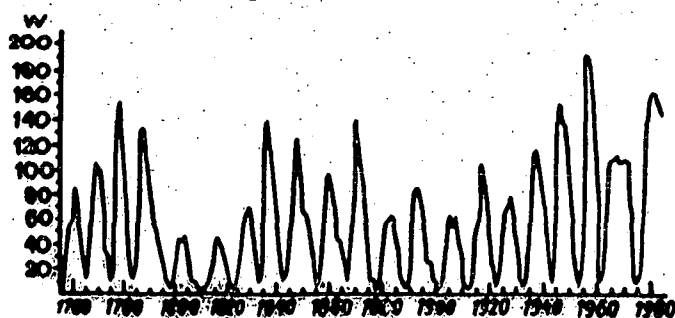
A Nap felszínén a Földről észlelhető, különféle módokkal nyert információk összességét - röviden - naptevékenységnek nevezzük. A leginkább szembetűnő, s már a 18. század közepe óta folyamatosan észlelt jelenség az u.

n. napfoltok időszakos megjelenése a Napnak pillanatnyilag Földünk felé fordult féltekéjén. Ezek sötét foltoknak látszanak, mivel a foltok által elfoglalt napfelszín-területek mintegy 1500°C -al alacsonyabb hőmérsékletűek a környező fotoszférához képest. A naptevékenység kutatható egyaránt mind a vizuális, mind a rádiófrekvenciális tartományban, hagyományos távcsövekkel és rádióteleszkópokkal egyaránt. A Nap külső rétegéből, az u.n. napkoronából ugyanakkor igen erős röntgen és gamma sugarak indulnak ki, melyek a Földet elérve, a felső légkörrel kölcsönhatásba lépnek (7).

A naptevékenység periódikusságot mutat: kb. 11,2 évenként váltakozóan hol igen sok, hol igen kevés napfolt látható a napfelszínen. Észlelhető mennyiségüknek általánosságban elfogadott mérőszáma az u.n. Wolf-féle relatív szám. Az 1. ábra ezt a periodicitást szemlélteti 1760-tól napjainkig (8).

1. ÁBRA

A NAPFOLT RELATÍVSZÁMOK ALAKULÁSA 1755-1980 KÖZÖTTI IDŐSZAKBAN



1. ábra

A látható napfelszínen a foltok általában a chromoszférikus kifényesedésekkel, a flérekkel együtt jelennek meg. A flérek tulajdonképpen napkitörések, melyekből protonfelhők haladnak a tér minden irányába, így Földünk felé is. Megjelenésüket jelentős röntgen és gamma sugárzás is kíséri. A korpuszkuláris eredetű sugárzás kb. 27-28 óra alatt éri el a Földet, míg az elektromágneses természetű komponens alig több, mint 8 perc eltelte után már észlelhető a Földön.

Földünk, mint égitest, óriási dipolmágnesként fogható fel, melynek átlagos mágneses tere 33000 nT /nanotesla/ nagyságu. A földmágneses térerőt három komponensre bontjuk fel, melyek közül minket, mint a bioszféra kutatóit a horizontális komponens érdekel, tekintettel arra, hogy az életjelenségek Földünkön relative szűk, horizontális síkban játszódnak le. A Föld viszonylag stacioner mágneses terét a naptevékenység állandóan változó korpuszkuláris- és elektromágneses tevékenysége folyamatosan modulálja. Így kimutatható pl. a földmágnesesség horizontális komponensének megváltozásában a naptevékenység periodicitása is, nevezetesen a Nap közel 27,5-napos rotációs periódusa (9). A földmágneses térerő megváltozása /napi-havi-évi ingadozása/ általában nem haladja meg az 50-100 nT mennyiséget.

A naptevékenységnek a bioszférára gyakorolt hatása kimutatható például a mérsékelt égövi fák évgyűrűinek kialakulásában, egyes növény- és állatfajok populációjának tömeges elterjedésében, vagy visszahuzódásában, az időjárás globális megváltozásában stb. A fenti példák indítottak bennünket arra, hogy megvizsgáljuk, van-e összefüggés a myocardialis infarctus gyakorisága és a naptevékenység periodicitása között. Tekintettel arra,

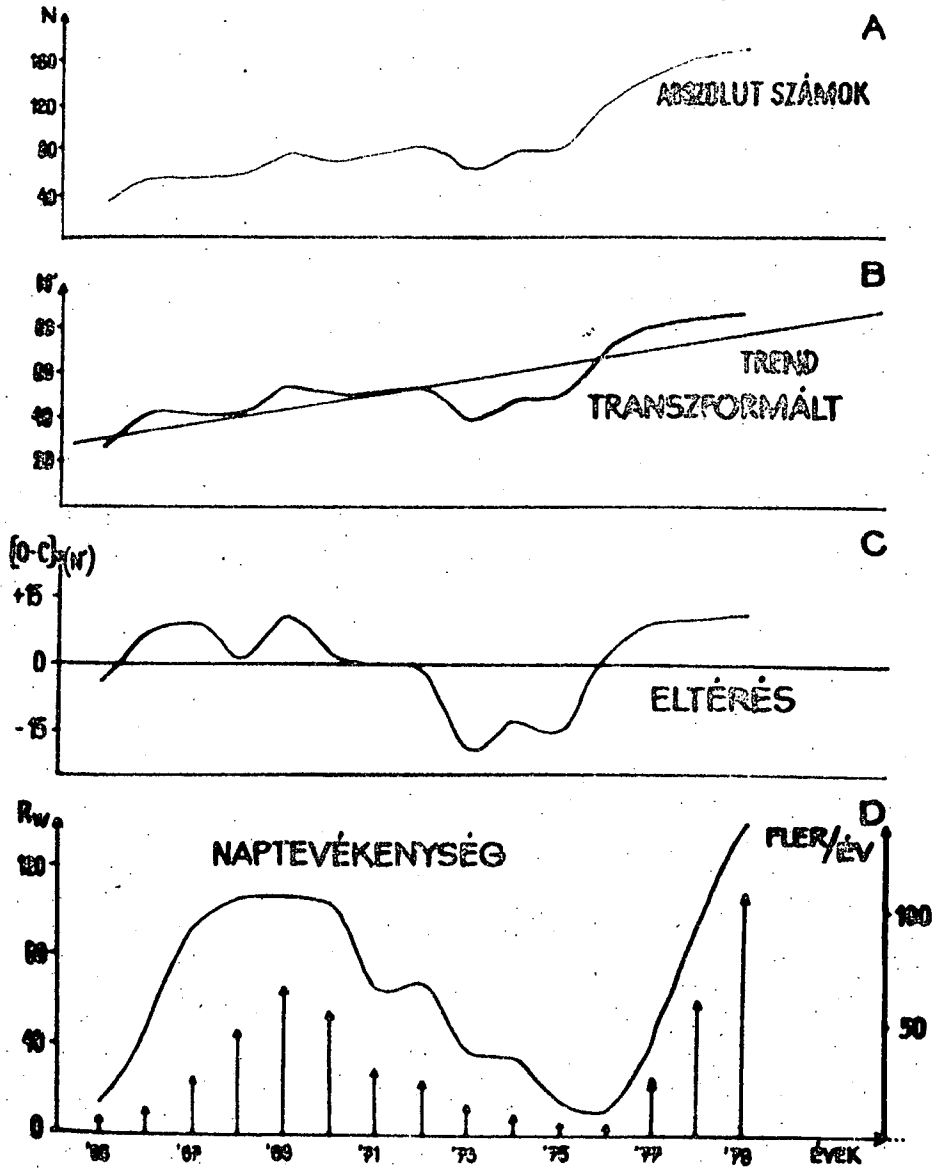
hogy egy naptevékenységi periódus statisztikai átlagban kb. 11,2 évet tesz ki, lehetőségeinket, valamint a mintavételi elvet is figyelembe véve, másfél naptevékenységi ciklust átfogó beteganyagot dolgoztunk fel.

A szombathelyi Markusovszky Kórház /POTE Továbbképző Intézete/ belgyógyászati osztályain 1965-1979 között felvett szivinfarktusos betegek kórlapjait vizsgáltuk át. Ezen osztályok látják el Szombathely város és járás mintegy kétszázezer lélekszámu beteganyagát. Körültekintő és gondos elemzéssel megállapítottuk az infarctus fellépésének napra pontos időpontját. Ez az adathalmaz képezte vizsgálataink alapját /2.A. ábra/. Az ábrázolás az infarctus előfordulásának gyakoriságát mutatja abszolút számokban a tekintett időszakban.

Ezeket a kiindulási alapadatokat százezer lakosra és egységnyi népsűrűségre átszámítva, egy transzformált görbét kaptunk /2.B. ábra/, melyből már jól látszik, hogy a szivinfarktusos esetek száma egy lineárisan emelkedő trendnek engedelmeskedik. Ezt a lineáris trendet gépi úton meghatároztuk, majd ennek felhasználásával folyamatosan képeztük a számított értéktől való eltéréseket $O-C = \text{observed} - \text{calculated}$ /2.C. ábra/. Ugyanezen ábrán feltüntettük még a vizsgált időszak napfolt-relativszáma-
it is alul, /2.D. ábra/, az áttekinthető összehasonlítás érdekében. Első pillantásra is szembetűnő az összefüggés. Amennyiben a leírt módszer segítségével az alapadatokat megfelelően korrigáljuk, akkor a myocardialis infarctus előfordulási gyakoriságával $r = + 0,5677$ értékű lineáris korrelációs együtthatót kapunk, 98,6 %-os szignifikancia szinten. Itt, és a továbbiakban egyaránt minden esetben a Student-próbát alkalmaztuk a szignifikancia szintek megállapítására. Bár nem állapítható meg szigorú matematikai összefüggés a naptevékenység, mint kiváltó ok, és a

2. ABRA

INFARCTUS CORDIS - SZOMBATHELY, 1965-1979
/1330 KÖRSET FELDOLGOZASABÓL/



2. ábra

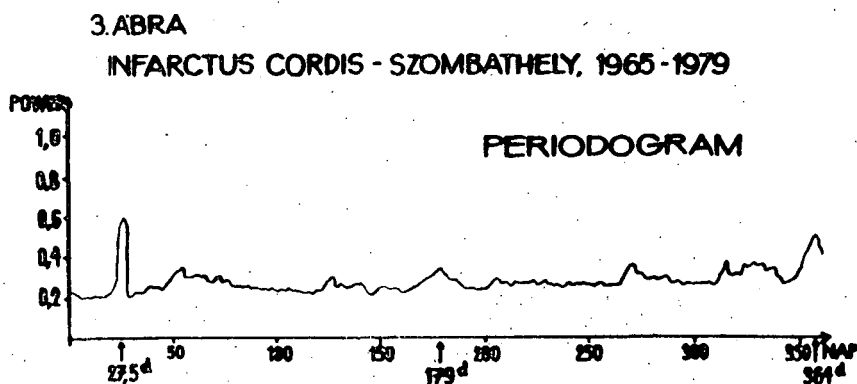
szívinfarktus között, de eredményeink mégis azt jelentik, hogy az előforduló esetek több mint feléért a naptevékenység felelős. Ezuton csak megemlítjük, hogy a 2.C. ábra matematikailag aránylag könnyen előállítható periódikus függvény formájában, s ha ezen függvény és a naptevékenységi index /esetünkben a Wolf-számok/ között keressük a korrelációt, akkor sokkal magasabb r -értéket nyerhetünk $|r'| = 0,8369/$. A 2.D. ábra alsó részén nyilakkal jeleztük a fler-tevékenységet is /vektorok formájában/ azért, hogy az esetek közötti párhuzam jobban szembetűnővé váljon.

A 2.B. ábra trend-egyenletének ismeretében lehetőség nyílik prognózis készítésére is az elkövetkezendő évekre. Számításaink szerint a várható betegszámok százezer lakosra és egységnyi népsűrűségre számítva /a "népsűrűségi faktor" = 1 a kiindulási évre, tehát 1965-re vonatkoztatva/: 1985-ben 99, 1990-ben 116, 2000-ben pedig 151 lesz. Ezek az extrapolálások lehetőséget nyújtanak arra, hogy a jövőben hogyan szervezzük az egészségügyi ellátást. Az irodalomban megjelent statisztikai adatok azt mutatják, hogy az infarctusban megbetegedettek mortalitása 15,3 % gyógyintézetben, míg kórházon kívül 84,7 % (1). Mivel a naptevékenység periodikus, és megfelelő biztonsággal legalább egy ciklusra nézve előre is jelezhető, ezért prognózisunk birtokában megfelelő időben fel is tudunk készülni arra, hogy az infarktusos esetek halmozódása esetén idejében megfelelő számú intenzív kórházi ágy álljon rendelkezésre.

A naptevékenység következtében létrejövő mágneses viharokat megkíséreltük a kóresetek előfordulásával összefüggésbe hozni. Az aznapi jelenségeket vizsgálva, gyakorlatilag nem találtunk korrelációt. Ezzel ellentétben, a mágnesesen zavart napokat követő napokon előforduló megbetegedések $r = + 0,197$ -es korrelációs együtthatót adnak

99,2 %-os szignifikancia szinten; ami laza, de mégis figyelemre méltó összefüggést jelent.

Annak érdekében, hogy a naptevékenységgel további összefüggéseket tudjunk kimutatni, elkészítettük a kórtünet fellépésének periodogrammját is /3. ábra/, annak felderítésére, hogy az infarktusok fellépésének van-e periodicitása. A bemutatott periodogrammban 99 %-os szignifikancia szinten jelentős csucs mutatkozik a 27,5-napos periodus környezetében. Ez az időtartam azonban a Nap rotációs periodusának közel az átlagértékével egyenlő. A periodogrammban kisebb, és kevésbé szignifikáns maximumok mutatkoznak még a 179, és a 364-napoknál /azaz: közel félév, és teljes éves periodusoknál!/. Ez utóbbi két kisebb maximumban - véleményünk szerint - a szezonális fejeződik ki.



3. ábra

Tudomásunk szerint eddig több kutató foglalkozott hasonló összefüggések kimutatásával, de minden esetben alacsony korrelációt nyertek. Módszerünk sikerét abban látjuk, hogy a Vas megyei Statisztikai Hivatal készséggel rendelkezésünkre bocsátotta a Szombathely város és járás demográfiai adatainak megváltozását a tekintett időtartamra /ezuton is köszönetünket fejezzük ki szíves segítségükért/, melynek

segítségével kóradatainkat úgy tudtuk kezelni, mintha időközben a felvevő terület lélekszámában és népsűrűségében nem következett volna be változás. Ezzel a módszerrel sikerült kiküszöbölnünk az urbanizációból eredő rizikófaktorokat.

Vizsgálataink célja az volt, hogy az ismert rizikófaktorok mellett felhívjuk a figyelmet egy olyan komplex tényező jelentőségére, melynek hatását kivédeni nem tudjuk, de következményeire fel tudunk készülni, részben pedig az egyéb rizikófaktorok vizsgálatánál moduláló hatását figyelembe vehessük. Az adott prognózisra vonatkozó adataink pedig bizonyos támpontot nyújthatnak a jövőbeli egészségügyi ellátás tervezésében és szervezésében.

Legfőbb eredményünknek azt tartjuk, hogy a kóresetek 15-éves időtartamra kiterjedő számítógépes feldolgozásával kétséget kizáró összefüggést állapítottunk meg a myocardialis infarctus fellépésének gyakorisága és a naptevékenység között.

Irodalomjegyzék

- (1) Antalóczy Z., Kárpáti P. /szerk/ : A myocardialis infarctus. Medicina, Budapest, 1978.
- (2) Réthly E., Rohonyi B., Gajzágó L.: Szív-infarctus előfordulása és tüdő-embolia halálozás két eltérő éghajlatu és időjárási területen. Magyar Belorvosi Archivum, 1973. 26: 232-239.
- (3) Csiszár G., Szücs E., Tóth K., Lőrincz I.: Meteorológiai tényezők hatásának tanulmányozása emberen. Népeségügy, 1976. 57: 357-362.

- (4) Örményi I.: Kisérlet a chromoszférikus erupciók napi átlagértékének meghatározására. Csillagos Ég, 1959. 1: 49-58.; The relationship between geomagnetic activity and chromospheric H-alpha-flares. Acta Geod. Geophys. Montanist, 1966. 1: 121-136.; Az ipari balesetek meteorológiai alapjai, Ergonomia, 1969. 2: 17-27.; Kérdőíves módszer az időjárás érzékenység megállapítására. Ergonomia, 1972. 5: 156-165.
- (5) Gáll Zs.: Orvosmeteorológiai vizsgálatok lehetőségei kórházi beteganyagon. MÁV Egészs.Int.Tud.Közl. 1977, 9: 99-105.
- (6) Prugberger L., Weigl M., Andits T., Tóth Gy.: Van-e összefüggés a myocardialis infarctus és a napfolttevékenység között? Előadás a Magy. Belgy. Társ. Dunántuli Sect. XXVII. Vándorgyűlésén, Esztergom, 1980.
- (7) Svestká, Zd.: Solar Flares. D. Reidel, Dordrecht-Holland, 1976., Bray, R., Loughhead, R.: Sunspots. Chapman and Hall, London, 1964.
- (8) Vitinszkiy, Yu.I.: Ciklichnost' i prognozy szolnechnoy aktivnoszti. Leningrad, 1973.
- (9) Márton P.: Általános geofizika /Földmágnesség/. Tankönyvkiadó, Budapest, 1975.

ELTE Gothard Asztrofizikai Obszervatóriuma, Szombathely
Kertészeti és Parképítő Vállalat, Szombathely és Kerté-
szeti Egyetem Főiskolai Kara, Kecskemét

Az éjszakai környezeti megvilágítottság kiszámításának
módszerei növényvédelmi prognosztikai célokra

Tóth György, Nowinszky László és Járfás József

A hatékony, környezetkimélő és gazdaságos növényvédelmi tevékenység a károsítók pontos előrejelzésén alapul. A prognózisok készítéséhez feltétlenül szükséges a kártevő populációk felmérése. A legelterjedtebb mintavételi eszközök egyike a fénycsapda, amely alkalmas a rovarok tömeges befogására. Hazánkban két évtizede egységes típusu fénycsapda hálózat működik. Az általa szolgáltatott óriási adathalmaz elvileg lehetővé tenné a kártevők rajzási törvényszerűségeinek feltárását. A rovarok fényre repülését azonban számos környezeti tényező befolyásolja, ezért a különböző megfigyelő helyeken és eltérő időpontokban végzett gyűjtések eredményei közvetlenül nem hasonlíthatók össze egymással. Ez csakis a környezeti tényezők módosító hatásának megismerése után válna lehetővé. A fénycsapdás gyűjtés lényegéből adódóan talán a legnagyobb hatásu környezeti tényező a megvilágítottság, amely a Hold és az éjszakai égbolt, valamint a lenyugvó vagy felkelő Nap időszakában a szürkületi jelenség által előidézett fényességviszonyokból tevődik össze.

A környezeti megvilágítottság módosító hatásának vizsgálatára kevés entomológusnak adódott lehetősége, mert az általánosan elterjedt fénycsapda típusok nem különítik

el az éjszaka különböző szakaszaiban gyűjtött anyagot. Az irodalomban ezért Williams (1) óta többnyire csak az egyes holdfázisok gyűjtést módosító hatásának leírásával találkozunk. A szerzők egy előző tanulmányukban (2) azt is bebizonyították, hogy a holdfény polarizált hányada fokozza a repülési aktivitást. Csernüsev (3) pedig a gyűjtéssel egyidőben mérte a környezeti megvilágítottság értékét. Ez az eszköz - és munkaigényes módszer azonban aligha alkalmazható egyidejűleg sok megfigyelőhelyen. Tanulmányunkban ezért speciális számítástechnikai módszert dolgoztunk ki a környezeti megvilágítottság tetszés szerinti időpontra történő kiszámítására. A számított értékekhez frakcionáló fénycsapda gyűjtési adatait hozzárendelve, vizsgáltuk a környezeti megvilágítottság és a fogás kapcsolatát.

Vizsgálatainkat a vetési bagolylepkére /Scotia segetum Schiff./ vonatkozóan végeztük a Kecskemét-Katonatelepen üzemelő frakcionáló fénycsapda 3 éves /1967-1969/ gyűjtési adatainak felhasználásával. A fénycsapda fényforrását három egymás fölé helyezett, F-33 típusu, 40 W-os fénycső képezte. A csapda üveg váltó szerkezettel volt ellátva, melyet óránként egy vezérlő óramű hozott működésbe. A gyűjtési időszak során minden nap 19 órától hajnali 5 óráig, tehát 10 órán keresztül történt a gyűjtés, függetlenül az alkonyat és a napkelte-napnyugta időpontjától. A befogott anyag óránként került identifikálásra.

A szabad természetben tapasztalható általános környezeti megvilágítottságot a földfelszint megvilágító természetes fényforrások: a Nap $/L_0/$, a Hold $/L_q/$, a csillagos égbolt $/L_s/$, esetleg állatövi fény stb., valamint a környező terep viszonyai: pl. erdő, mező, hótakaró, sivatag stb. $/k/$, továbbá a földi légkör abszorpciója $/A/$: a felhőzet típusa, eloszlása, a légköri szennyezettség fajtája és fo-

ka; együttes és egyidejű hatása alakítja ki. A csillagászatiilag ható fenti tényezőket a földrajzi helyzet $[\varphi, \lambda]$, a naptári dátum $[DAT]$ és a megfigyelés időpontja, valamely egységes időrendszerben, pl. a greenwichi meridián u.n. világidejében $[T_u]$, egyértelműen meghatározza. Ezek ismeretében a földfelszint érő összes megvilágítottság: L_{sum} pontosan kiszámítható.

A csillagászati és geofizikai /meteorológiai/ irodalomban az elterlt 60 év során hézagosan fellelhető néhány közlemény, melyek a fenti kérdést érintik, de sajnos ezek közül egyik sem jutott tovább a nehézkesen kezelhető grafikus, vagy táblázatos adatközlésnél. A szerzők az eddigi közleményeket és saját kutatásaikat összegezték egy jól használható, egyszerű algoritmus kidolgozására, mely a gyakorlati igényeket kielégíti, segítségével pedig alapvető természettörvények is megállapíthatók.

A bemutatott eljárással számított megvilágítottsági értékek $\pm 3\%$ -os eltérésen belül egyeznek a ténylegesen mért értékekkel.

Az összes megvilágítottság kifejezhető:

$$L_{sum} = A[L_o + L_c + L_s] =$$
$$= A \cdot f[z_o(\varphi, \lambda, T_u, DAT), z(\varphi, \lambda, T_u, DAT), L_s, k], \quad [1]$$

mivel alapvetően a Napnak, a Holdnak az adott időpontban és helyen elfoglalt horizontális topocentrikus zenittávolságától: z_o és z_c -től, ill. horizont feletti magasságától: h_o és h_c -től függ a megvilágítottság, melyet a felhőzet általi elnyelés $[A]$ és a környezet $[k]$ -tényező modulál. Mivel a fénycsapdák növényzettel fedett, és nyílt terepen működnek, számításainkban $k = 1$ vehető /hótakaró nélküli eset/. A Nap és a Hold zenittávolságát /magasságát/

azoknak a csillagászati évkönyvekben közölt geocentrikus equatoriális koordinátáiból $/\alpha_0, \delta_0$ és $\alpha_d, \delta_d/$ megfelelő koordináta transzformációkkal tudjuk meghatározni. Gépi adaptálás esetén ugyanazokat a módszereket kell programozni, ahogyan az évkönyvek adatait néhány nagy világobszervatórium előre kiszámítja, legfeljebb a pontosság rováására még nem menő, elfogadható közelítéseket, ill. elhanyagolásokat alkalmazhatunk.

A szükreszabott terjedelem folytán ezekből csak szemelvényeket mutatunk be:

$$\alpha_0 = S_0 + 180^\circ + 1^\circ,925 \cdot \sin(S_0 + 258^\circ) - 2^\circ,375 \cdot \sin 2(S_0 + 180^\circ) \quad [2]$$

ahol S_0 a greenwichi csillagidő $T_{u_0} = 0^h$ -kor:

$$S_0 = 99^\circ,69098333 + 0^\circ,9856473354 \cdot d \quad [3]$$

itt d az 1900. január 0-tól a kérdéses DAT-ig elterlt julián napok számát jelenti egész,- és törtrészekben kifejezve; míg

$$\operatorname{tg} \delta_0 = \operatorname{tge} \cdot \sin \alpha_0 \quad [4]$$

itt e a földpálya és az égi egyenlítő hajlásszögét jelöli, ez is időfüggő, ennél fogva kifejezhető az

$$e = 23^\circ,4522944 - 3^\circ,563 \cdot 10^{-7} \cdot d - 4^\circ,49 \cdot 10^{-11} \cdot d^2 \quad [5]$$

összefüggéssel. A [2] egyenlet harmadik és negyedik tagja az $u.n.$ időegyenlet közelítését foglalja magában, ezt azért kell figyelembe venni, mivel a földpálya excentrumos. Az [1]-től [5] egyenletekkel így a Nap koordinátáit - céljainknak megfelelő pontossággal - meghatároztuk.

A Hold koordinátáinak kiszámítása ennél sokkal bonyolultabb feladat, mivel egy 36 ismeretlenes trigonometrikus egyenletrendszer megoldásával származtathatók le a pontos α_0 és δ_0 adatok, a Nap-Föld-Hold rendszer bonyolult égitestmechanikai háromtestprobléma numerikus közelítő megoldásával.

A geocentrikus equatoriális koordináták ismeretében transzformációval nyerjük a horizontális rendszerbeli magasságot, illetve zenittávolságot:

$$\sin h = \cos z = \sin \varphi \cdot \sin \delta + \cos \varphi \cdot \cos \delta \cdot \cos t \quad [6]$$

ahol a szereplő t óraszöget meghatározhatjuk:

$$t = 1,002737909 \cdot T_u + S_0 + \lambda - \alpha \quad [7]$$

összefüggéssel /itt a konstans a középidő / csillagidő konverziós együtthatóit jelenti/.

A már hivatkozott mérési és táblázatos, valamint grafikus információkra támaszkodva (4)(5)(6), /a szakirodalomban eddig még általunk nem ismert formában/ megadhatók a környezeti megvilágítottságot meghatározó egyes komponensek is analitikus módon:

$$L_0 = [0,3317095687 - 0,7303817393 \cdot h_0 + 1,026262309 \cdot h_0^{1,2}] \cdot 10^3 / \text{lux/} \quad [8]$$

Ez a képlet érvényes: $h_0 \geq 5^\circ$ esetére, tehát nappal. A [8]-al számított érték 1 %-nál kisebb hibával illeszkedik a megfigyelthez.

$$\log L_0 = 2 + 14,4 \cdot \cos z_0 + 0,875 \cdot \sin(-\frac{2\pi}{0,45} \cos z_0 + \frac{2\pi}{4,5}) \quad [9]$$

A [9] összefüggés érvényes: $85^\circ > z_0 \geq 110^\circ$ intervallum-

ban, azaz a szürkületi időtartamra. A képlet megbízhatósága olyan, hogy helyenként a mért értékkel teljes egyezést ad, de az elméleti napnyugta /napkelte/, azaz $z_0 = 90^\circ,5$ környezetében a légköri refrakció és az atmoszférikus optika eddig még fel nem tárt törvényszerűségei folytán max 4 %-os eltéréssel illeszkedik az esetenként mért értékek statisztikus átlagához.

$L_s = \text{konst.} = 9 \cdot 10^{-4} \text{ lux}$, az éjszakai csillagos égbolt integrált fényessége által létesített megvilágítottság a földfelszínen, ideális légköri átlátszóság esetén.

Az előzőekben említett holdkoordináták meghatározása után, ill. azok ismeretében, a Hold által létesített - fázisszögfüggő L'_q is meghatározható:

$$- \sqrt[5]{100} \cdot \log[0,25 \cdot L'_q] = -0,0121021382 + 3,083665331 \left(\frac{\psi^\circ}{100}\right) - \quad [10]$$

$$/ \text{lux} / \quad -0,9556064363 \left(\frac{\psi^\circ}{100}\right)^2 + 0,9919788456 \left(\frac{\psi^\circ}{100}\right)^3$$

Mivel a holdfényesség erősen függ a zenittávolságtól $/z_q/$, ezért a Holdnak az égbolton pillanatnyilag elfoglalt helyzetét is figyelembe kell venni a következő redukciós egyenlettel:

$$L_q = L'_q \cdot \exp[- \sec z_q - 1] \quad / \text{lux} / \quad [11]$$

A [10] egyenletben ψ értékeit $[0^\circ - 180^\circ]$ intervallumban kell helyettesíteni: $0^\circ = \text{holdtölte}$, első, és utolsó negyed $= 90^\circ$, míg ujholdkor $= 180^\circ$. Bár a Hold mozgása az égimechanika legbonyolultabb problémái közé tartozik, $\pm 3^\circ$ -os hibával a fázisszög mégis approximálható lineárisan egy általunk levezetett lineáris formulával /körpályás közelítés stb./:

$$\phi^{\circ} \approx \left\{ \frac{[J.D.]_{T_u} - 2415\,153,65694}{29,5305882} \right\} \text{törtrésze} \cdot 360^{\circ} \quad [12]$$

ahol $[J.D.]_{T_u}$ a kérdéses időpont u.n. Julian Datuma /i. e. 4713. jan. 1. óta eltelt napok száma egész, - és a DAT és T_u függvényében a törtrészben is kifejezve/. Ha a [12] -vel számítva $\phi > 180^{\circ}$, akkor $360^{\circ} - \phi^{\circ}$ értéket kell képezni. Megjegyzendő még, hogy a [10] összefüggésben szereplő 0,25 szorzótényező azt jelenti, hogy a Hold holdtöltekora a zeniten pontosan 0,25 lux megvilágítást okoz.

A közölt [8],[9],[10] és [12] egyenletekben rejlik az itt körvonalazott módszerünk lényege, melyet eddig még sehol sem közöltünk, hasonló analitikus kifejezésük a szakirodalomból sem ismertek.

A századfordulótól megjelent meteorológiai-klimatológiai évkönyvek, felhőzetadatok stb. statisztikai feldolgozásával sikerült levezetnünk, hogy Középeurópában a kora tavasztól késő ősziig terjedő időszakban előforduló felhőtípusok esetén, a maximális abszorpció legfeljebb 75 %-os. Ilyen megfontolások alapján a nemzetközi meteorológiai oktávkód /C/ és a légköri elnyelés /A/ között levezethető az alábbi egyszerű összefüggés:

$$A = 1 - 0,09375 \cdot C \quad [13]$$

/Tájékoztatásul: $C = 0$ megfelel a "felhőtlen" esetnek, míg $C = 8$ pedig az "erősen borult" légköri állapotnak./

A környezeti általános megvilágítottság [1] összefüggésében szereplő valamennyi mennyiség a tárgyalta alapján meghatározottnak tekinthető. Arra törekedtünk, hogy módszerünk lehetőleg egyszerűen adaptálható legyen már nagyobb

memória kapacitása, de mégis olcsón hozzáférhető programozható mikrokalkulátorokra /pl. a nálunk elterjedt TI-59/ is.

E munkában foglalt módszer alkalmazásának eredményeként nyertük az 1. ábrán bemutatott viszonyokat a vetési bagolylepke /*Scotia segetum*, Schiff./ esetére. Mivel a fénycsapda állomásokon ez idő szerint fotometriai mérés nem folyik, ezért jelentős a közölt módszer alkalmazása. Még a metodikai részhez tartozik annak megemlítése is, hogy az észlelt adatokból numerikus analízissel Fourier-sor is képezhető. Az empirikus adatokból levezettük a fajra jellemző Fourier-sort:

$$\bar{R}_{\%} = a_0 + \sum_{i=1}^6 [a_i \cdot \cos x + b_i \cdot \sin x] \quad [14]$$

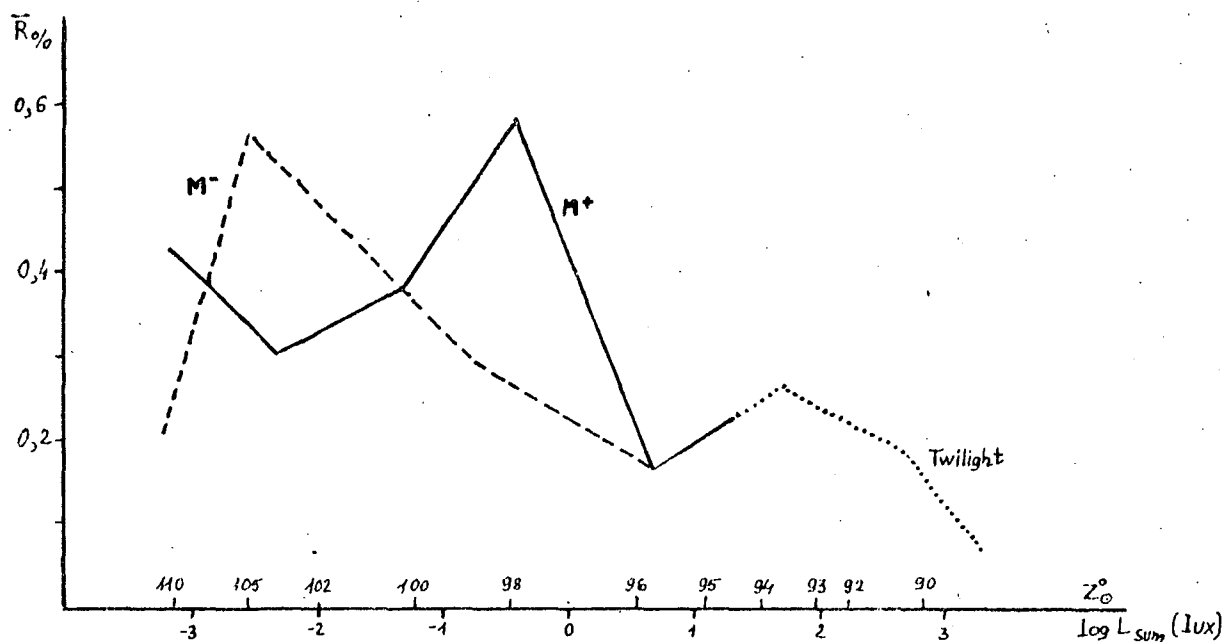
Itt $\bar{R}_{\%}$ az előfordulás relatív gyakoriságát jelöli %-ban kifejezve, a_0 , a_i és b_i együtthatók, melyeknek táblázatos közlésétől e helyen eltekintünk, csupán arra utalunk, hogy a [14]-el számított és a mért értékek közötti eltérés kisebb, mint 10^{-3} .

Az x mennyiség meghatározható:

$$x = \frac{2\pi}{13} \cdot N = 0,9666438934 \cdot \log L_{\text{sum}} + 3,576582406 \quad [15]$$

összefüggésből, ahol $N = 1, 2, \dots, 13$.

A tanulmányban ismertetett speciális számítástechnikai eljárás módot ad a környezeti megvilágítottság egyes összetevőinek külön-külön történő kiszámítására is. Ezáltal vált lehetővé annak a növényvédelmi gyakorlat számára is fontos ténynek a felismerése, hogy igen jelentős különbség mutatkozik a gyűjtésben még azonos megvilágítottság esetén is attól függően, hogy az mely komponenstől



1. ábra

[Tóth, Nowinszky, Jár-fás, 1980.]

1. ábra

származik. A már korábban hivatkozott előző tanulmányunkban (2) bebizonyítottuk, hogy a fényintenzitás növekedése csökkenti a gyűjtési területet, a holdfény polarizált hányadának növekedése viszont fokozza a repülési aktivitást.

Mivel pedig a megvilágítottság a különböző éjszakákon eltérő módon, de az egész éjszaka folyamán állandóan változik, a gyűjtési terület ennek megfelelően állandóan csökken vagy növekszik, de soha sem tekinthető állandónak. A holdfény polarizált hányada által kiváltott fokozott repülési aktivitás egyrészt a lunáció különböző napjain, másrészt az egyes éjszakákon a Hold tartózkodási idejének megfelelően szintén állandóan módosul.

Fentiek értelmében nyilvánvaló, hogy a környezeti megvilágítottság összességében és egyes összetevőinek megfelelően is nagymértékben befolyásolja a gyűjtést a gyűjtési terület és az aktív repülés időtartamának változása által.

Munkánk célja a módosító hatás mértékének meghatározása volt. Ennek megfelelően a növényvédelmi prognosztika számára táblázatban foglaltuk össze a gyűjtés várható arányait a különböző megvilágítottsági körülmények mellett /1. táblázat/.

A Scotia segetum Schiff. különböző környezeti megvilágítottság mellett várható fogása a maximális gyűjtés százalékában

Éjszaka			Szürkületkor	
L_{sum} /lux/	M+ esetén %	M- esetén %	L_{sum} /lux/	%
0,0005	75,9	27,9	10	34,7
0,001	69,0	55,8	50	45,8
0,005	53,1	92,5	100	41,6
0,01	54,4	84,5	500	30,5
0,05	72,4	65,6	1000	20,8
0,1	82,8	83,8		
0,5	86,2	42,2		
1	63,8	38,0		
5	27,6	30,0		

1. sz. táblázat

Ismertetett módszerünk szerint célszerű lenne a legfontosabb kártevő fajokra vonatkozóan megállapítani a környezeti megvilágítottság és a gyűjtés összefüggésének törvényszerűségeit, amelyek aztán felhasználhatók lenné-

nek a nem frakcionáltan gyűjtő országos fénycsapda hálózata adatainak értékelésénél is.

Irodalomjegyzék

- (1) Williams, C.B.: The influence of moonlight on the activity of certain nocturnal insect, particularly of the family Noctuidae as indicated by a light trap. Phil. Trans. Roy. Soc. /London/, 1936, B 226, 357-389.
- (2) Nowinszky, L., Szabó, S., Tóth, G., Ekk, I., Kiss, M.: The effect of the moon phases and the intensity of polarized moonlight on the light-trap catches. Z. and. Ent., 1979, 88, 337-353.
- (3) Csernüsev, V.B.: Vremja ljota rezlicsnih naszekomih na szvet. Zool. Zsurnal, 1979, 40. 7. 1009-1017.
- (4) Saronov, V.V.: Tablicü dlja raszcsota prirodnoj oszvescsonnoszti i vidimoszti. Izd. Akad.nauk SZSZSZR, Moszkva, 1945, 198.
- (5) Rozenberg, G.V.: Szumerki. "Fizmatgiz" Moszkva, 1963, 380.
- (6) McCartney, E.J.: Optics of the Atmosphere. Scattering by Molecules and Particles. John Wiley, New York, 1976, 408.

Kertészeti és Parképitő Vállalat, Szombathely - ELTE
Gothard Asztrofizikai Obszervatórium, Szombathely - Or-
szágos Természetvédelmi Hivatal, Budapest - Savaria Mu-
zeum, Szombathely és Nyugatmagyarországi Fagazdasági
Kombinát, Szombathely

Fénycsapdás rovargyűjtést módosító időjárási és
kozmosz tényezők együttes hatásának vizsgálata többvál-
tozós módszerekkel

Nowinszky László, Tóth György, Szabó Sándor, Ekk István
és Kiss Miklós

A fénycsapdával befogott rovarok mennyiségét számos környezeti tényező módosítja, ezért a különböző megfigyelőhelyek vagy eltérő időpontok gyűjtési adatai közvetlenül nem hasonlíthatók össze egymással, még ugyanazon faj azonos nemzedéke esetén sem. A csapdázott egyedek száma ugyanis a térben és /vagy/ időben állandóan változó környezeti tényezők hatására minden időpontban és megfigyelőhelyen más és más arányban reprezentálja a populáció tényleges tömegét. Az egyes környezeti tényezők az élő szervezetre gyakorolt hatásukat egymással kölcsönhatásban, de eltérő súllyal fejtik ki. Ebből következik, hogy a fénycsapdák gyűjtési adataiból kidolgozott megbízható növényvédelmi előrejelzések alapvető feltétele a környezeti tényezők komplex hatásának megismerése. Ez lehetőséget adna a fogási adat korrekciójára, amelynek elvégzése után a módosított adat mindig azonosan arányos lenne a vizsgált faj mindenkor tényleges egyedszámával. A számítógépek általános elterjedése tette lehetővé a környezeti tényezők

kölcsönhatásának matematikai-statisztikai módszerekkel történő vizsgálatát. Van Ark (1) többváltozós regresszió analízissel additív modell feltételezésével írta le a repülési aktivitás parciális függését az egyes időjárási elemektől. A többváltozós regresszió analízishez azonban kizárólag független változókat szabad felhasználni. A tekintetbe vett változók belső összefüggés rendszerére pedig a főkomponens- és faktoranalízis ad tájékoztatást. Tanulmányunkban ezt végeztük el néhány gazdaságilag fontos kártevőre vonatkozóan. Hivatkozunk még egy előző munkánkra (2) is, amelyben a módszert részletesen ismertettük. Számításainkat az országos erdészeti fénycsapda hálózat Budakeszi megfigyelőhelyéről, 1962-ből, 1964-ből és 1968-ból származó 6 lepkefaj 11 rajzásának fogási adatait használtuk fel. A rajzások kiválasztásánál elsődleges szempontnak a magas példányszámot tekintettük. A feldolgozott rajzások a következők:

1. <i>Scotia segetum</i> Schiff.	II.nemz. 1962	4900 db, 38 nap
2. <i>Scotis exclamationis</i> L.	II.nemz. 1962	1340 db, 27 nap
3. <i>Scotis ipsilon</i> Hfn.	II.nemz. 1962	225 db, 35 nap
4. <i>Eilems pygmaeola</i> <i>pallifrons</i> L.	II.nemz. 1964	212 db, 50 nap
5. <i>Eilema complana</i> L.	1964	239 db, 57 nap
6. <i>Luperina testacea</i> Schiff.	1964	290 db, 43 nap
7. <i>Scotis exclamationis</i> L.	I.nemz. 1964	272 db, 47 nap
8. <i>Eilema complana</i> L.	1968	618 db, 60 nap
9. <i>rina testaces</i> Schiff.	1968	324 db, 27 nap
10. <i>Scotis segetum</i> Schiff.	II.nemz. 1968	945 db, 52 nap
11. <i>Scotis exclamationis</i> L.	II.nemz. 1968	139 db, 47 nap

Minden rajzási időszakra kiszámítottuk a befogott rovarok egyedszámának naponkénti relatív gyakoriságát százalékban kifejezve. Ezekből Urmancev (3) szerint súlyozott ötpontos mozgóátlagokat képeztünk. Ezt a nemzedék rajzásfenológiáját jellemző trendértéknek tekintettük. A célmennyiséget az empirikus és a trendérték naponkénti rezidiumának kiszámításával nyertük.

A hőmérséklet, relatív páratartalom, légnyomás, szélesebbesség és összes felhőzet esetében az Országos Meteorológiai Szolgálat Központi Meteorológiai Intézete Budapest főállomásának 19, 22, 01 és 04 órakor végzett megfigyeléseinek átlagait, a csapadéknál a napi összeget használtuk fel.

A Hold fázisának és a holdfény relatív polárosságának értékeit közvetlenül gépi uton számítottuk. A naptavékenységet jellemző Wolf féle definitív relatív szám /RW/ és a 2800 MH_z-en mért napfluxus értékeit a Die Sterne, ill. a Quarterly Bulletin on Solar Activity című kiadványokból vettük át. A földmágneses térerőváltozás horizontális komponens felhasznált adatai az MTA Geodéziai és Geofizikai Kutató Intézetében 18, 21, 0 és 03 órakor mért értékek összegei.

Főkomponensanalízis /PCA/ és faktoranalízis /PFA/ segítségével megvizsgáltuk a kiválasztott rajzások és a 11 környezeti változó összefüggés rendszerét. A változók megfigyeléseként összetartozó értékeit rajzásonként a KSH SZÜV szombathelyi IRIS 50 típusu számítógépén a 4072 E számú statisztikai programcsomag 3 M jelű programja felhasználásával lefuttattuk. Inputként a program számára megadtuk a rotált főkomponensek, ill. faktorok felső korlátját $q = 7$ az alábbi szokásos empirikus formula szerint:

$$q \approx \frac{(2q + 1) - \sqrt{8p + 1}}{2}$$

ahol p a változók száma, q pedig a figyelembe veendő főkomponensek, ill. faktorok száma.

A főkomponensanalízis és a faktoranalízis számítógépes programja lényegében azonos, csak abban különbözik, hogy a PCA a korrelációs mátrixot, a PFA a módosított korrelációs mátrixot /a főátló elemei, vagyis a kommunalitások becslése a többszörös korrelációs koefficiens négyzetével történt/ faktorizálja. Ennek megfelelően a program számára megadtuk a feltételeket és outputként az alábbi eredményeket kaptuk:

1. Átlagok, szórások
2. Korrelációs mátrix
3. Sajátértékek, összes variancia kommunált értékei
4. Sajátvektorok
5. Főkomponensek, ill. faktorok mátrixa
6. VARIMAX rotáció utáni főkomponensek, ill. faktorok mátrixa
7. Kommunalitások

A 3. és 7. számítógépes eredményekből összefoglaltuk rajzúsonként az első 7 főkomponens által értelmezett összes variancia, célmennyiség variancia százalékos értékeit, valamint a célmennyiség determinációs együtthatóját. Ez utóbbi a célmennyiséghez tartozó kommunalitás négyzete. Százalékban kifejezve megmutatja, hogy a célmennyiség változékonysága hány százalékban magyarázható a változók varianciájával.

A 6. számítógépes eredményekből összeállítottuk rajzúsonként az egyes főkomponensek jelentős súlyait, a fő-

komponenssúlyokhoz tartozó változókat és a közös főkomponensbe csoportosult változók szakmailag feltételezett közös háttérváltozóját /okváltozóját/. A főkomponenssúlyok kifejezik azt, hogy milyen jelentősége és súlya van valamely főkomponensnek /háttérváltozónak/ a megfigyelt változók varianciájában és fordítva. Jelentősnek tekinthető az a főkomponenssúly, amelynek négyzete nagyobb vagy egyenlő, mint a korrelációs koefficiens 5 % szignifikanciaszintre megadott kritikus értéke (4). Ennek megfelelően 12 változóra $FG = 11$ szabadságfok mellett a korrelációs koefficiens kritikus értéke: $r_{5\%} = 0,553$.

Ugyancsak a 6. számítógépes PFA és PCA eredményből kiindulva rajzásonként ún. speciális transzformációval egyesítettük a faktorok, főkomponensek súlyát egyetlen faktorba, főkomponensbe, vagyis úgy rotáltunk, hogy csak egy faktornak, főkomponensnek legyen a célmennyiséggel nagy súlya, az összes többi korrelálatlan, azaz 0 súlyu legyen. Az így kapott faktor, főkomponens súlyait nagyság szerint rendeztük és megkaptuk a változók rangsorát a célmennyiségre való befolyás sorrendjében /1. táblázat/. A két módszer lényegében azonos eredményeket adott.

A faktor- és főkomponensanalízissel feltártuk a tekintetbe vett 12 változó összefüggés rendszerét, ezen belül a változók egymás közötti, belső kapcsolatát. Meghatároztuk a környezeti változók befolyását a célváltozó varianciájára, vagyis azt, hogy a fogás várható értékétől való eltérések mennyiben magyarázhatók a környezeti változókkal. Feltártuk a környezeti változók csoportosulását, amelyek mögött közös főkomponens /háttérváltozó, okváltozó/ van. Az okváltozók többségét sikerült azonosítani. Ebből következőleg a csoportosult változók helyettesíthetők az okváltozóval. A további vizsgálatokban célszerű ezzel dolgozni. A háttérváltozók megállapítása

Környezeti tényezők gyűjtést módosító befolyásának sorrendje fajokként és rajzásonként a faktoranalízis alapján

Rajzás	Fontossági sorrend		
	1	2	3
Scotia segetum Schiff. II. 1962.	földmágnesség	holdfázis	Wolf szám
Scotia exclamationis L. II. 1962	légnyomás	felhőzet	hőmérséklet
Scotia ipsilon Hfn. II. 1962.	csapadék	páratartalom	holdfény polarizáció
Eilema pygmaeola pallifrons L. 1964.	holdfázis	felhőzet	páratartalom
Eilema complana L. 1964.	légnyomás	holdfázis	2800 MHz
Luperina testacea Schiff. 1964.	földmágnesség	Wolf szám	2800 MHz
Scotia exclamationis L. I. 1964.	páratartalom	Wolf szám	2800 MHz
Eilema complana L. 1968.	páratartalom	hőmérséklet	csapadék
Luperina testacea Schiff. 1968.	földmágnesség	csapadék	felhőzet
Scotia segetum Schiff. II. 1968.	páratartalom	hőmérséklet	csapadék
Scotia exclamationis L. II. 1968.	hőmérséklet	páratartalom	felhőzet

1. sz. táblázat



csekély információ veszteség árán lehetővé teszi bizonyos környezeti tényezők összevonását. A csoportok megállapítása a további kutatások szempontjából rendkívül fontos, mert a csoportot alkotó változók egymással szorosan korrelálnak, tehát nem függetlenek. Ezért a többváltozós regressziós modellekben nem szabad ezeket külön-külön független változónak tekinteni. Így pl. a 2800 MHz-en mért napfluxus és a Wolf-féle definitív relativszám csoportot alkot valamennyi rajzásra vonatkozó változók összefüggés rendszerében. A közös okváltozót a naptevékenységgel azonosíthatjuk.

A főkomponensanalízis segítségével az is megállapítható, hogy van olyan főkomponens, amely csak egyetlen változóval korrelál jelentős mértékben. Ilyen esetben a figyelembe vett környezeti változó nagy valószínűséggel azonosítható azzal a főkomponenssel, amellyel korrelál /egyedi főkomponens/. Ha pl. egy főkomponens csak a hőmérséklettel korrelál, nagyon valószínű, hogy a főkomponens maga a hőmérséklet. Ekkor a változót függetlennek kell tekinteni a regressziós modellben is.

A főkomponensanalízissel nyert első 7 főkomponens jól megmagyarázza a változók összvarianciáját és a célmennyiség varianciáját valamennyi vizsgált esetben. Ez azt jelenti, hogy a célmennyiséggel és a 7 főkomponenssel készített többváltozós regresszióanalízis prognosztikai célra alkalmas lenne.

A következőkben a VARIMAX rotáció után kapott főkomponenssúlyok mátrixából kiolvastuk az egy-egy főkomponenssel azonosítható, vagy a főkomponensbe csoportosuló környezeti változókat. A csoportosulások háttérváltozóját a legtöbb esetben a naptevékenységben, a frontváltozásokban, a nedvességviszonyokban és a Hold fényváltozásaiban jelölhetjük meg. Az egyedi háttérváltozók általában a hő-

mérséklettel és az éjszakai földmágneses térerőváltozás horizontális komponensével azonosíthatók.

Néhány esetben előfordul, hogy a csoportot alkotó változók mögött közös okváltozót jelenlegi ismereteink alapján nem feltételezhetünk. Több rajzás összefüggés rendszerében egyaránt egy csoportot alkot az éjszakai földmágneses térerőváltozás horizontális komponense $/\Sigma H/$, a holdfázis és a felhőzet. Ezeknek közös okváltozója valószínűtlen és az adott összefüggés rendszerben a célváltozóval csak kis mértékben korrelálnak. Egy korábbi tanulmányunkban (5) azonban bebizonyítottuk, hogy a holdfény és az éjszakai földmágneses térerőváltozás gyűjtést befolyásoló hatását csak összefüggésükben szabad vizsgálni. A földmágnesség ugyanis a különböző holdfázisokban eltérő módon hat a fénycsapdás rovargyűjtésre. A felhőzet viszont a holdfény által keltett megvilágítottságot változtatja.

Mint ahogyan az 1. táblázatban közölt eredményekből látható, az egyes környezeti változók sorrendje azonos fajok esetében is eltérő a különböző években. Ebből arra következtetünk, hogy a rovarok fénycsapdás gyűjtésében a folyton változó környezeti tényezők kölcsönhatásának eredményeként mindig más és más lesz a fontossági sorrend. Ennek törvényszerűségeit jelenleg még nem ismerjük. Annyi azonban bizonyosnak látszik, hogy a környezeti tényezők fontossági sorrendje nem fajspecifikus.

Irodalomjegyzék

- (1) Van Ark, H.: On certain macroclimatic factors, dieltrn coverspraying and night-flying insects. *Phytophactica*, 7. 59-64, 1975.

- (2) Kiss, M., Nowinszky, L., Szabó, S., Tóth, Gy., Ekk, I.: A fénycsapdás gyűjtést módosító környezeti tényezők IV. Időjárási és kozmikus tényezők együttes hatása. A Veszprémi Akadémiai Bizottság által I. díjjal kitüntetett pályamű, 1979.
- (3) Urmancev, J.A.: O sztatisticeszkoj szuscsnosztyi biologiceszkih obektov. Fiziologija rasztyenij, 14. 2. 342-348, 1967.
- (4) Sváb, J.: Többváltozós módszerek a biometriában, Mezőgazdasági Kiadó, Budapest, 1979.
- (5) Tóth, Gy., Ekk, I., Kiss, M., Nowinszky, L., Szabó, S.: A fénycsapdás gyűjtést módosító környezeti tényezők II. Naptevékenység és földmágnesesség hatása. A Veszprémi Akadémiai Bizottság által kiemelt I. díjjal kitüntetett pályamű, 1978.

KSH Államigazgatási Számítógépes Szolgálat

Egy kórházi osztály on-line információs rendszerének több
éves tapasztalatai

Borókay Ferenc, Gál Katalin, Szabó A. Szilárd
és Tóth Károly

A STATINFO rendszer egy kórházi osztály betegforgalmi adatainak integrált adatbázisban való tárolására és alternatív lekérdezésére alkalmas. A STATINFO a hagyományosnál mind mennyiségi, mind minőségi szempontból magasabb szintű, gyorsabb, megbízhatóbb statisztikai adatszolgáltatásra képes.

1. Előzmények

A mintarendszert egy kórházi neurológiai osztály közreműködésével alakítottuk ki. A kórház idegosztályán a számítástechnika alkalmazására hat éve történtek kísérletek /1. ábra/. A munkát a SZÁMKI kezdte meg; adatbázisba foglalta az osztály betegforgalmi adatait. Az ÁSZSZ Társadalom-informatikai Főosztály információs hálózatok osztályának munkacsoportja 1979. júliusában a munkát átvette a SZÁMKI-tól, ezt követően a rendszert installáltuk, továbbfejlesztettük és 1979. végétől üzemszerűen működtetjük.

2. Az adatokat integrált adatbázisban /IDS-I/ helyeztük el, amelyek MDQS-IV. programok segítségével nyerhetők vissza.

A feladat eszközigénye:

- 1 db lemezegység,

- 1 db MT,
- 1 db sornyomtató,
- 32K operatív tár.

A felvivő programok gépóra igénye jelentősen függ a felvitt rekordok számától és a rendszer feltöltöttségétől. A lekérdező programok időigénye függ a lekérdezés utjától.

A rendszert az Intézet Honeywell Bull 66/20D gépére dolgoztuk ki, és e gép GCOS J release operációs üzemmódjában működik.

Év	Felvitt rekordszám
1974	871
1975	947
1976	1037
1977	866
1978	883
1979	857
1980	382
Össz.	5843

1. ábra

A neurológia osztály betegforgalma

3. Információtartalom

A STATINFO rendszerben tárolt adatok tartalmi strukturáját a 2. ábra szemlélteti. Ezen az adatokat három szinten csoportosítottuk, személyazonosítási, bentfekvés-azonosítási és kezelési adatcsoportokra /diagnosztikai,

vizsgálati és különleges szempont adatai/.

Beteg- azonosító adatok	AZONOSÍTÓSZÁM NEM SZÜLETÉSI ÉV OSZTÁLY		
Egyszeri bentfekvést azonosító adatok	KIMENŐSZÁM FELVÉTEL DÁTUMA KIBOCSAJTÁS DAT. APOLÁSI NAPOK KIBOCSAJTÁSI ST. IGÉNYJOGOSULTSÁG	KEZELÉSI ÉVE	
Diagnosz- tikai és vizsgálati adatok.	BETEGSÉG- CSOPORTKÓD BETEGSÉG CSOPORTNÉV	VIZSGÁLATI KÓD VIZSGÁLAT NEVE	KÜLÖNLEGES SZEMPONTKÓD KÜLÖNL.SZEM- PONT NEVE
Különleges szempontok	BETEGSÉKKÓD BETEGSÉGNÉV		

2. ábra

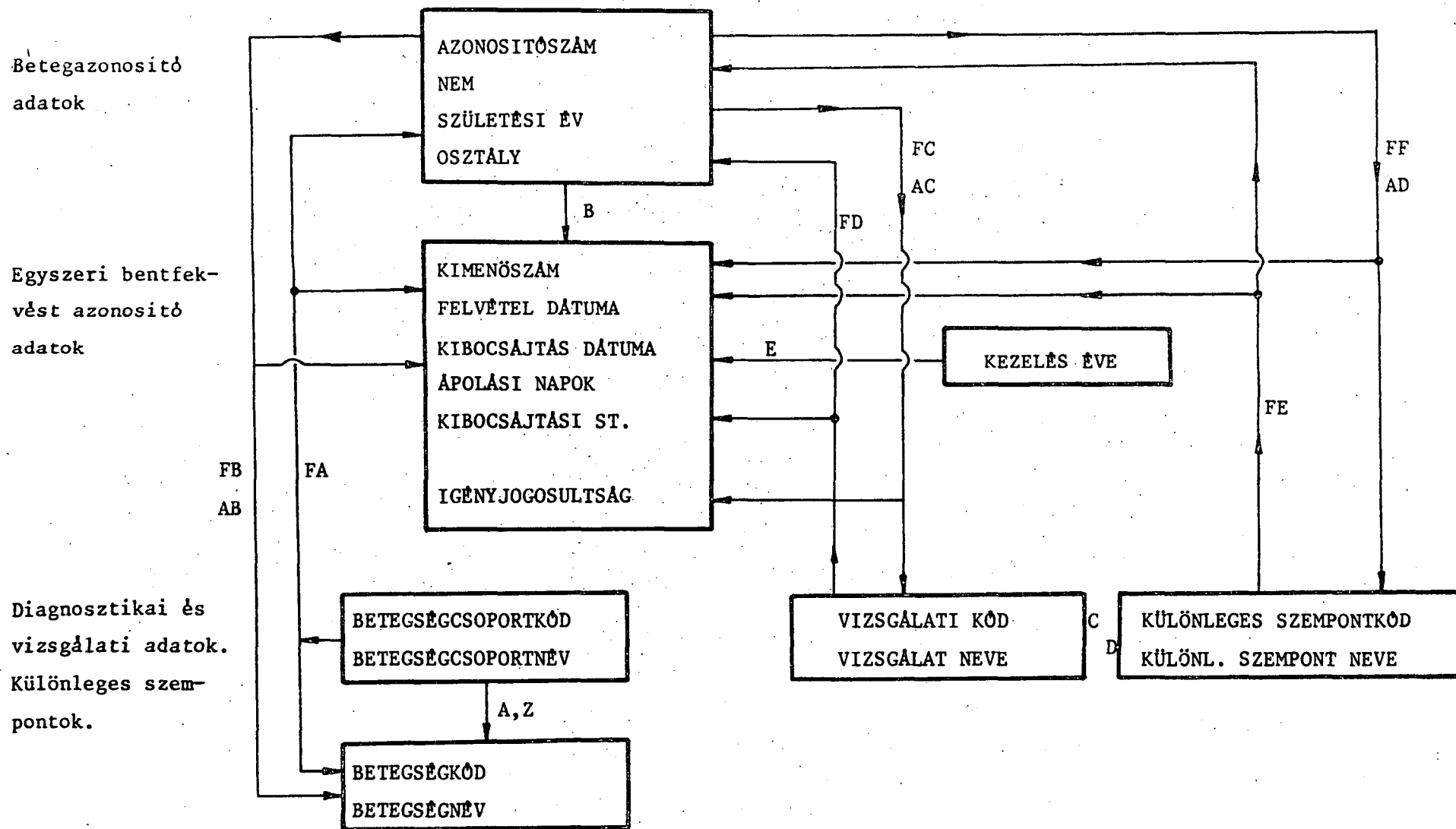
A neurológia osztály STATINFO rendszer adatbázisának tartalmi strukturája

4. Információfeldolgozás

A kezelési adatok gyűjtése 1974 óta folyik. Nagy mennyiségű adat felvitele mágnesszalagról, kis mennyiségeké interaktív módon történhet. Az adatbázis lehetővé teszi a tárolt adatok logikai strukturában való elhelyezését és biztosítja, hogy a felhasználó az adatállomány általa kívánt részéhez férhessen hozzá /3. ábra/.

Az információfeldolgozás típusai:

a/ "follow-up" betegkövető rendszer /4. ábra/,



3. ábra. Az adatbázis lekérdezési utjai

*** ALLAMIGAZGATASI SZAMITOGEPES SZOLGALAT ***

AZONOSITO	NEME	SZULEV	OSZT	KIHENO	FELV/KI	APNAP	KIB.OK	IG.JOG
782	1	1938	0	760039	109 115	6	76	9
782	1	1938	0	740832	1201 1217	1	81	9

betegkövetés /follow-up/

4. ábra

A 782 azonosítószámú beteg eddigi bentfekvési adatai
/részlet/

b/ megadott feltételeknek megfelelő bentfekvések adatainak visszakeresése, listázása, vagy táblázatba foglalása,

c/ az adott feltételeknek megfelelő esetek statisztikai feldolgozása /5. ábra/.

*** ALLAMIGAZGATASI SZAMITOGEPES SZOLGALAT ***

AZONOSITO	NEME	SZULEV	OSZT	KIHENO	FELV/KI	APNAP	KIB.OK	IG.JOG
STATISZTIKA:								

OSSZES BENTFEKVES= 5182 FELTETELNEK MEGFELEL= 1042
*** FELTETELNEK MEGFELEL= 20.11 % ***

REALIS STATISZTIKA :
OSSZES BENTFEKVES: 4552 FELTETELNEK MEGFELEL: 832
A FELTETELNEK MEGFELEL= 18.28 %

A TOBBSZOROS BENTFEKVESI TENYEZO:
1.14

Nőbetegek aránya

5. ábra
Statisztikák

A statisztikai feldolgozások az adott feltételeknek megfelelő esetek számát, az összes esetek számát, ezek egymáshoz való százalékos viszonyát és a többszörös bentfekvéseket szolgáltatják. Megkülönböztetünk un. egyszerű, vagy klasszikus statisztikát /6. ábra/ és un. reális statisztikát. A reális statisztika esetében az azonos azonosítószámú, és ahol ez lehetséges, az azonos betegségű személyeket egyszer vesszük számításba, vagyis a statisztika betegekre és nem bentfekvésekre vonatkozik. Ezzel el lehet kerülni a többszörös bentfekvések torzító hatását.

Bentfekvési statisztika:

A

A: év- és megadott feltételnek megfelelő bentfekvések száma

S

S: évfeltételnek megfelelő bentfekvések száma

$$A \times 100 / S$$

Betegstatisztika:

RA

RA: év- és megadott feltételnek megfelelő betegbejegyzések száma

RS

RS: évfeltételnek megfelelő betegek száma

$$RA \times 100 / RS$$

Többszörös bentfekvés:

$$S / RS$$

6. ábra

A statisztikák definíciója

A STATINFO nyílt rendszer, vagyis új programok csatlakoztathatók,

flexibilis rendszer, vagyis az orvos felhasználó új igényeit könnyen ki tudja elégíteni,

lekérdezés-orientált rendszer, vagyis a felvitel ideje viszonylag lassu, a lekérdezés pedig gyors.

	NEM	KOR	APNAPSZ	KIBOK	IG.JOG.	KEZ.ÉVE	BET.CSO	BET.KÖD	VIZSG.K	KLK.KÖD	Megjegyzés
NEM											
KOR						X	X	X			
APNAP					X		X	X			
KIBOK							X	X			
IGJOG						X	X	X			
KEZÉV							X	X			
B.CS.									X		csak többszörös retrieve-el
BETK.									X		csak többszörös retrieve-el
VIZSG.											
KLK.											

7. ábra

Néhány fontosabb adatkapcsolat

A rendszer felhasználható kezelési adatok archiválására, kórházi statisztikák elkészítésére, oktatás és kutatás segítésére.

A rendszer kórházi osztályok széles körének feladataira adaptálható. A helyi specifikumok figyelembevétele szervezéssel oldható meg.

Az üzemszerű működtetés során a rendszert az orvos felhasználók könnyen kezelhetőnek és jól használhatónak találták. Az eredmények újabb igényeket generáltak. Főként szűkké váltak a meglévő, működő STATINFO-rendszer keretei és felvázolódtak egy bővebb, differenciáltabb igényeket kielégítő információs rendszer körvonalai.

1981-től új adatlapok segítségével mélyebb orvosi információk gyűjtése válik lehetővé, és az új rendszer fokozatosan felváltja a STATINFO-t.

Irodalomjegyzék

- (1) Kovács F., Széphalmi G., Torma L.: Kórházi Információ-rendszer Modell /KIR/, INFELOR, 1974.
- (2) Számítástechnikai és kibernetikai módszerek alkalmazása az orvostudományban és a biológiában, NJSZT Kollokvium anyaga 1971-1978.
- (3) Susánszki M., Bereczki M.: Számítógépes adatfeldolgozás az egészségügy területén, Orvos és Technika, 1969. 7.
- (4) Walsa R.: A kibernetikai szemlélet szerepe az orvosi gondolkodásban, Orvosi Hetilap 1967. 39.
- (5) Walsa R.: A szervezés szerepe az adaptáció fokozásában és a sajátos magatartás kialakításában, Orvosi Hetilap, 1967. 42.
- (6) A.W. Fempleton: Computer diagnosis and discriminate analysis decision schemes, Radiology, 1970. 15.
- (7) A.M. Halliday: Computing techniques in neurological diagnosis, Brit. med. Bull., 1968. 24.
- (8) L.S. Paris: Prototype for future computer medical records, Computers Biomed. Res., 1970. 5.

Semmelweis Orvostudományi Egyetem és Országos
Belgyógyászati Intézet

A CHRONOS krónikus-beteg követő számítógépes információs
rendszer feladata és klinikai kutatási szolgáltatásai

Balázs Éltés András, Váraljai Tamás, Fedina László
és Juhász István

Az országos intézetek, egyetemi klinikák számos specializálódott munkacsoportja végez krónikus-beteg gondozást. Ezek a 3-7 fős hypertonia, diabetes, nephrologia stb. munkacsoportok egyuttal kutatóhelyek is, ahol a gondozás tapasztalatait állandóan értékelik.

A gondozott betegek száma változó, de az ilyen típusu, magas szintű ellátás iránti rendkívüli igények miatt többnyire jóval több annál, mint ami hagyományos módszerekkel megfelelően szervezhető, áttekinthető. Ugyanakkor a gondozási tapasztalatok tudományos elemzésének számos nehézsége van: az adatgyűjtés rendszerint hiányos, pontatlan, a kigyűjtés a kórlapokból rendkívül munkaigényes, a többnyire évek alatt összegyűlő adatokról menet közben nem készül elemzés, a kísérlet célszerű módosítására nincsen lehetőség stb.

1978-ban alakult munkacsoportunkban olyan általánosan használható számítógépes klinikai célrendszer koncepciójának kialakítására törekedtünk, amely a vázolt gondozási és kutatási igények kielégítésére alkalmas. Egyuttal cél volt az is, hogy a rendszer adaptálása konkrét feladatra lehetőleg kevés munkát, elsősorban standard progra-

mok paraméterezését jelentse és csak kisebb részben programfejlesztést.

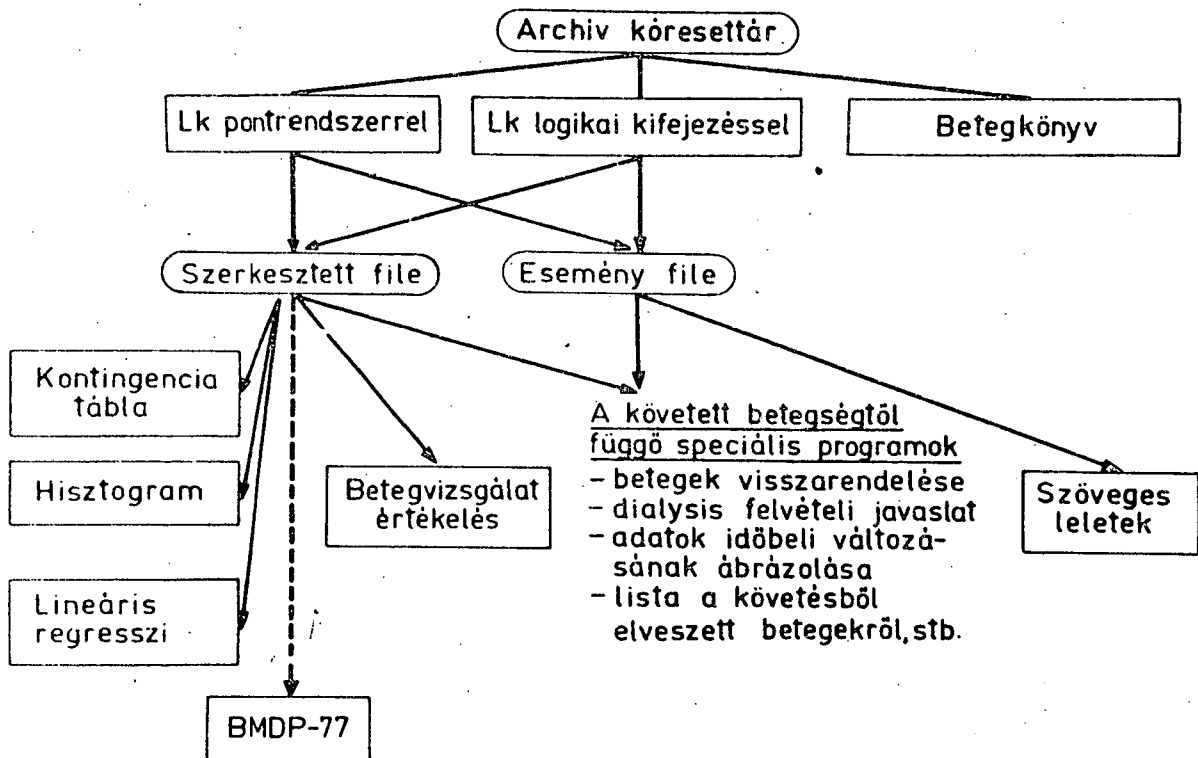
CHRONOS elnevezésű krónikus-beteg követő rendszerünk off-line típusu, a számítógépes programok az ÁSZSZ Honeywell Bull gépén készültek. A rendszer kialakítása olyan, hogy alkalmazása, adaptálása akkor legyen célszerű, ha az alábbi feltételek zöme /de nem szükségszerűen mind/ teljesül. Ezek:

- több mint 100-200 /járó-, vagy fekvőbeteg/ kivizsgálás-ellenőrzés évente,
- betegenként, alkalmanként 10-15-nél több vizsgálati eredmény,
- visszatérő, tartósan gondozott betegek jelentős arányban,
- igény választott beteg adatainak több hónapot, évet felölelő összefoglalására, ábrázolására,
- igény több beteg adataiból készült válogatásokra, összefoglalókra, leíró jellemzésre tudományos céllal,
- retrospektív matematikai statisztikai feladatok,
- sok adatra támaszkodó klinikai trial.

Betegkövető rendszerünk 4 fő részből áll: a klinikai adatgyűjtés bizonylatai, archiv kóresettár, programok kutatási elemzésekhez, összefoglalók, szöveges leletek a gondozás segítésére.

A feladatorientáltság a rendszer valamennyi részére jellemző. Betegdokumentációnk az ún. problem oriented medical record koncepciójához illeszkedve a gondozott betegségre /"problémára"/ vonatkozó, célzott adatgyűjtést biztosít. Erről, illetve az archiv kóresettárról a CHRONOS rendszert bemutató másik előadásban található bővebb ismertetés.

A számítógépre vitt adatokból programjaink az 1. ábra sémája szerinti lekérdezéseket biztosítják.



1. ábra

Az archiv kóresettár adataiból közvetlenül keletkezik a betegkönyv, amely a gondozott betegek személyi adatait tartalmazó lista.

Egyéb gondozási, kutatási célokra közti file készül, mely kiválasztott betegek kívánt adatait tartalmazza. A betegek kiválasztása történhet logikai feltételsorral, illetve egyes vizsgálati eredményeik pontozásával, majd az így nyert pontok összegzésével előálló osztályozással. Ez utóbbi például hypertonia adaptációnkban lehetővé teszi a Veterans Administration Cooperative Study súlyossá-

gi kategóriái szerinti lekérdezést. A közti file a további feldolgozás céljától és programnyelvétől függően lehet szerkesztett file, illetve esemény file.

A gyors előzetes kutatási értékelést szolgálja néhány párbeszédéses üzemmódu programunk. Ezek kontingencia-táblát, hisztogramot készítenek, korreláció-, regresszió-analizist végeznek és biztosítják a rendszerbeli eseményazonosítók szerinti változókijelölést.

Az előzetes tájékozódás után a pontosabb elemzés a SOTE R-20-as gépén adaptált BMDP-77 általános statisztikai programcsomag segítségével végezhető el. Az adatok átvitele mágnesszalaggal biztosítható.

Munkánk kezdete óta célkitűzésünk volt olyan módszerek, illetve programok, programcsomagok fejlesztése, adaptálása, melyek speciálisan a klinikumban előforduló matematikai statisztikai feladatok megoldását biztosítják.

Ilyen feladat a betegvizsgálatok matematikai értékmérése. Az orvosi diagnosztika fejlődésével közismerten nemcsak új, pontosabb betegvizsgálati módszerek jelentek meg, hanem gyakran ugyanarra a célra több vizsgálat is létezik, a legmegfelelőbbnek kiválasztása egyre nehezebb.

A betegvizsgálatok értékmérésének alapfeladata látható a 2. ábrán. Adott (Ω, A, P) valószínűségi mezőn a δ diagnózis, valószínűségi változó Ω -ból $\{0, 1\}$ -be képez, a vizsgálat Ω -ból T -be képez, a d döntésfüggvény pedig T -ből $\{0, 1\}$ -be képez. d nivóhalmazai közül a $d(t) = 1$ -hez tartozót szokás az orvosi gyakorlatban tünetnek nevezni.

A p_1 és p_2 a döntés hibáinak valószínűsége. A clusteranalízis terminológiáját átvéve mértéknek nevezhető $\mu(d)$ a döntés hibáinak valós függvénye, amelynek így értelmezési tartománya az egységnégyzet.

A VIZSGÁLATI ÉRTÉKMÉRÉS ALAPFELADATA

$\delta : \Omega \longrightarrow \{0,1\}$ diagnózis

$\tau : \Omega \longrightarrow T$ vizsgálat

$d : T \longrightarrow \{0,1\}$ döntésfüggvény

nivóhalmazai: $S := \{t \in T; d(t)=1\}$ és \bar{S}

hibavalószínűségek: $p_1 := p(\{\omega; \delta(\omega)=0, \text{ de } d(\tau(\omega))=1\})$

$p_2 := p(\{\omega; \delta(\omega)=1, \text{ de } d(\tau(\omega))=0\})$

$\mu(d) : [0,1] \times [0,1] \longrightarrow \mathbb{R}$

ahol $\mu(d)$ a döntés hibavalószínűségeinek függvénye

2. ábra

Az alapfeladat fenti sémás megfogalmazásából adódó következtetések, statisztikai eljárások ismertetése meghaladja az előadás kereteit, példaként csak néhány egyszerű mértéket mutat a 3. ábra: az ismert szenzitivitást, prediktort, valamint a hibavalószínűségek kupkombinációjaként előálló veszteségfüggvényt.

Kiemelendő, hogy szemben a kérdés irodalmában elterjedt nézettel, $\mu(d)$ a döntésfüggvényt jellemzi és csak közvetve magát a vizsgálatot. Másrészt a $\mu(d)$ mérték hibavalószínűségek függvénye, tehát elméleti érték, amelyet csak becsülhetünk. A helyes tájékozódáshoz megkívánható, hogy a mértékre ne csak pont-, hanem intervallumbecslést is adjunk, továbbá, hogy a rá vonatkozó

állításainkat megfelelő hipotézisvizsgálattal alá tudjuk támasztani. Állításaink, illetve az ezeknek megfelelő

NÉHÁNY MÉRTEK:

Szenzitivitás: $Se(d) := p(\tau(\omega) \in S \mid \delta(\omega) = 1)$

Prediktor: $Pr(d) := p(\delta(\omega) = 1 \mid \tau(\omega) \in S)$

Veszteségfüggvény: $L(d) := \sum_{i=1,2} \lambda_i p_i \quad \lambda_i \geq 0$

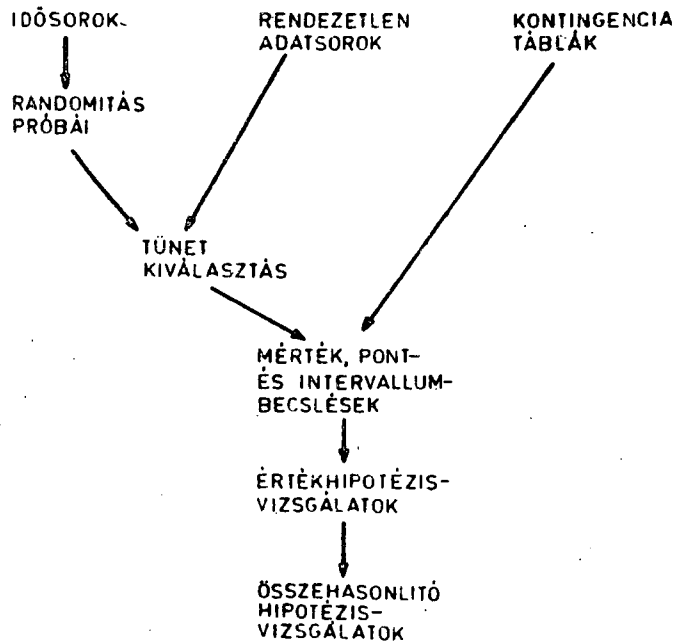
MÉRTEKHIPOTÉZISEK:

	H_1	H_0
I	$\mu(d)$ értékes	$\mu(d)$ értéktelen
II	$\mu(d) > c$ $\mu(d) < c$	$\mu(d) = c$
III	$\mu(d_1) > \mu(d_2) + \Delta$ $\mu(d_1) < \mu(d_2) - \Delta$	$ \mu(d_1) - \mu(d_2) = \Delta$

3. ábra

A fentiek alapján a 4. ábrán látható sémát alakítottuk ki betegvizsgálatok értékelésére: Az elemzés alapulhat a vizsgálati értékek idősorán, rendezetlen adatsorán, illetve kontingenciatáblán. Idősor esetén lehetséges az esetleges torzító szezonális ingadozások kimutatása. Ezt követi a döntésfüggvény meghatározása, a mértékekre pontos intervallumbecslés számítása, végül az érték, illetve összehasonlító hipotézisvizsgálatok elvégzése.

Betegvizsgálatok értékelése



4. ábra

Betegvizsgálat értékelő programcsomagunk, amely a CHRONOS rendszerhez csatlakozik, az összes ezzel kapcsolatos egzakt és közelítő intervallumbecsléseket, hipotézisvizsgálatokat elvégzi, továbbá a próbák erőfüggvényeit számítja és biztosítja a feladatorientált adatkezelést, összesítést, kétváltozós hisztogramot is.

Rendszerünk jelenlegi alapváltozatának hypertonia és részben művese kezelési adaptációja működik. Együttműködési igény van és koncepcióterv készült országos uraemia nyilvántartási, postoperatív pajzsmirigybetegek gondozási, illetve endocrin gondozási adaptációra.

Semmelweis Orvostudományi Egyetem

A CHRONOS rendszer bizonylatai és beteggondozási
szolgáltatásai

Váraljai Tamás, Balázs Éltés András, Horváth
Bernát és Fedina László

A CHRONOS krónikus betegkövető rendszer betegdokumentációjának célja, hogy a gondozási, kutatási feladatra célzottan, tervszerű és rendszeres adatgyűjtést biztosítson. Ez a betegellátásnak és a tudományos elemzéseknek egyaránt érdeke, s rendszerünknek ez a része jóval a számítógépes szolgáltatások megindulása előtt is működött.

Egyik bizonylatunk egy részletét mutatja az 1. ábra.

A hypertonia kórlapbetét jól láthatóan elágazásos rendszerű, hármass tagozódású /kérdés, formalizált válasz, szabad szöveges megjegyzés/, csak a hypertonia szempontjából jelentős adatokra tér ki.

Két és féléves alkalmazási tapasztalatainkat felhasználva hypertonia bizonylatunkat ujraterveztük, a változtatások /kihagyás, módosítás, új vizsgálat/ az adatgyűjtés kb. 10 %-át érintik. A formai tömörítés elsősorban a szabad szöveges kiegészítések vártnál kisebb jelentősége miatt volt lehetséges. Hypertonia kórlapbetétünk kérdései az új változatban egy A4-es lap két oldalát foglalják el. Hasonló formájú bizonylatot javasolunk minden adaptációhoz.

5. Látási panaszok

nincs van,



testhelyzet változtatással össze-
függő diffúz elhomályosodás

²¹ ☐ -----

egyéb: -----

6. Nehéz légzés

nincs van,



enyhén munkavégzéskor
súlyosan, nyugalomban is

²² ☐ -----

7. Anginás fájdalom

nincs van,



nyugalomban is előfordul
izgalomra, munkavégzésre

²³ ☐ -----

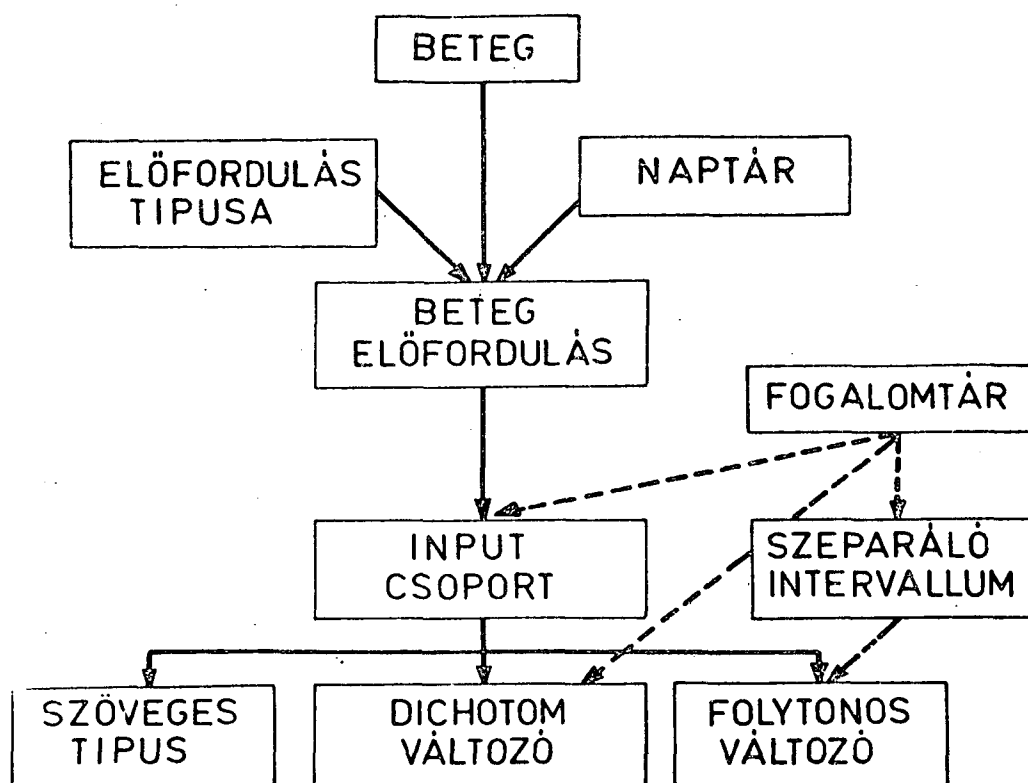
1. ábra

A bizonylatokról begyűlt adatok a szükséges ellenőrzések után az archiv kóresettárban kerülnek tárolásra. Az archiv kóresettár feladata az adatok gyűjtése, tárolása mellett, változó szempontoknak megfelelő lekérdezések biztosítása. Adatbázisunk az ASZSZ Honeywell Bull gépén implementált IDS software-t használja.

A 2. ábra az archiv kóresettár szerkezetét mutatja. A téglalapok az archiv kóresettár szerkezeti elemei, rekordjai. A nyilak a rekordok közötti alá-fölérendeltségi kapcsolatokat jelzik.

A rendszer follow-up jellegéből következően a tárolás betegcentrikus. Legfelső szinten találjuk a BETEG-rekordot. Minden nyilvántartott betegről képződik egy. A beteg fontosabb személyi adatait tartalmazza.

A BETEG-ELŐFORDULÁS-rekordja alá vannak gyűjtve egy-egy ellenőrzés, klinikai kivizsgálás alatt összegyűlt adatok.



2. ábra

Az INPUT CSOPORT az előfordulás alatt begyűlt elemi események adott, a későbbiekben ismertetett célú csoportosítását szolgálja.

Legelső szinten találjuk a betegről begyűlt elemi információs egységeket, az "elemi események"-et, vagy atomokat.

Elemi eseménynek nevezzük az adatgyűjtés legkisebb, még önálló jelentéssel bíró elemét /pl. konkrét vizsgálati érték, panasz stb./.

Három elemi esemény típust alakítottunk ki: dichotom változók, folytonos változók és szöveges elemek tárolására.

Dichotom változónak nevezzük az olyan vizsgálato-
kat, melyek két értéket vehetnek fel /pl. igen, nem/.

A dichotom változóknál, amelyek kb. 50-70 %-át
teszik ki az összes begyűlt adatoknak, elegendő a pozi-
tiv, "igen"-nek válaszolt adatok fizikai tárolása. Ez
jelentős tárigény-csökkentést jelent, és emellett vál-
tozatlanul lehetővé teszi a "nem"-ek, a nemleges vála-
szok visszanyerését is a közti-file-ba. Az ábrán látha-
tó többi rekord a különböző lekérdezések, visszakeresé-
si igények céljából léteznek.

A legfontosabb visszakeresési módot, az adott is-
mértvnek megfelelő betegek kiválogatását a FOGALOMTÁR-re-
kord teszi lehetővé. Az adaptáló munkacsoport által gyűj-
tendő minden egyes elemi eseményre képződik egy FOGALOM-
TÁR rekord, mely a szaggatott nyillal jelölt kapcsolatban
van a betegeknel előforduló elemi eseményekkel. Így az a-
dott ismértvü keresés a megfelelő FOGALOMTÁR-rekordból in-
dulhat.

A folytonos típusu változó értékkészletének célsze-
rű intervallumokra való bontásával kapjuk meg a szeparáló
rekordokat. Egy szeparáló rekord összefogja mindazon ele-
mi eseményeket, melyeknél a változó az adott intervallum-
ba eső értéket vett fel. Így a folytonos változó tetsző-
leges intervallumba való esésének lekérdezése ezeken a
szeparáló rekordokon indulhat.

Dichotom változónál, mivel a közti file képzésekor
elsősorban a dichotom változó "igen" értéke jelentős, az
archiv kóresettárban az "igen" válaszokra van direkt elé-
rési lehetőség.

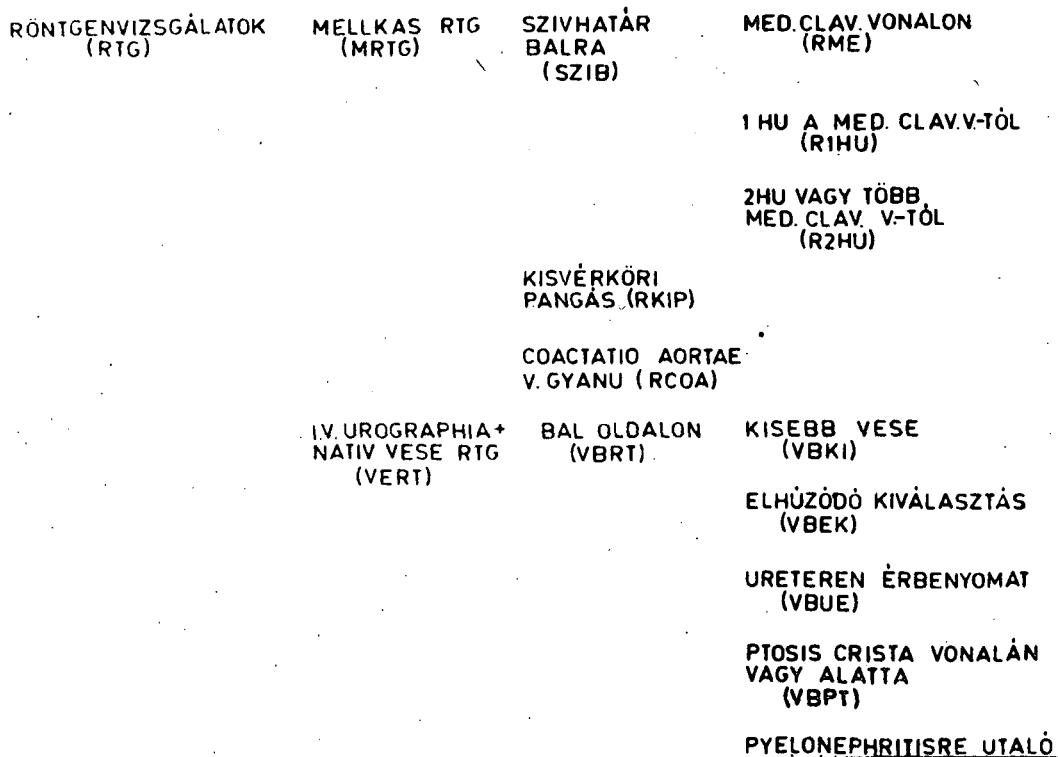
A tagadó válaszok visszakeresése kerülő uton, az IN-
PUT-CSOPORT rekordokon keresztül történik. Ha a kérdezett
elemi eseménynek megfelelő INPUT-CSOPORT alatt nem talál
ilyen elemi eseményt, akkor a dichotom változóra a válasz
tagadó volt.

Az ELŐFORDULÁS TIPUSA, NAPTÁR rekordoknak a különböző előfordulástípusok /ambuláns ellenőrzés, klinikai bentfekvés/, valamint a dátum szerinti visszakereséseknél van szerepük.

A FOGALOMTÁR nemcsak az elemi események közvetlen elérését, hanem az elemi események fastrukturával definiált csoportjainak kényelmes elérését, kezelését is biztosítja. A csoportosító fogalom másrészt a fogalmak közti tájékozódást is segíti.

A 3. ábra a hypertonia munkacsoport fogalomfájának RTG vizsgálat-részletét mutatja.

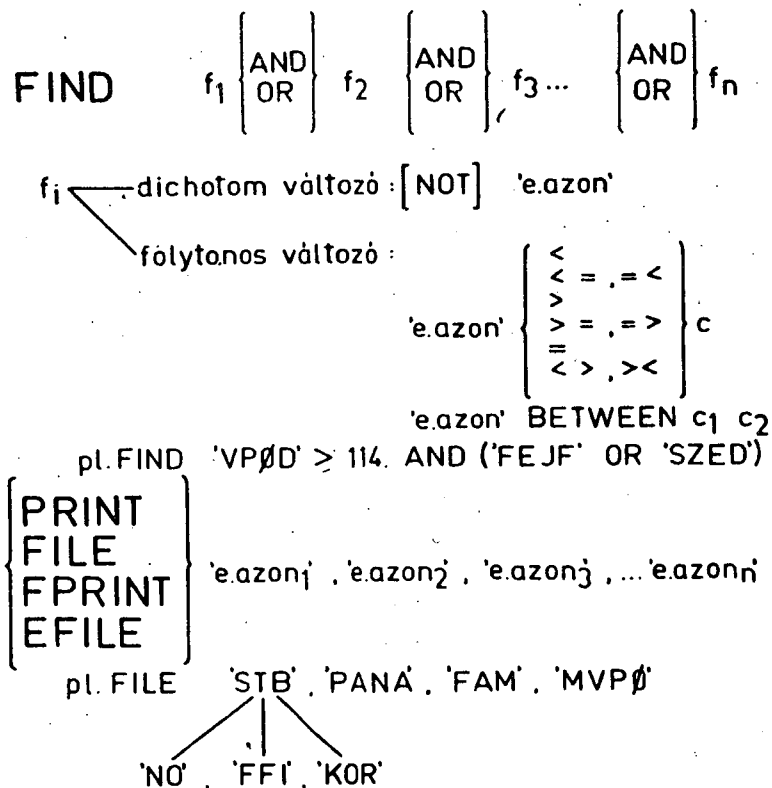
Hypertonia fogalomfa egy részlete



3. ábra

Zárójelben a fogalom-kódokat találhatjuk, mely egy max. 4 karakteres alfanumerikus jelsorozat. A rendszerben mind a lekérdezéseknél, mind a feldolgozó programoknál ezzel az azonosítóval hivatkozhatunk a megfelelő változóra, ill. változó-csoportra.

Az archiv köresettárat lekérdező programot utas. á-sokkal vezéreljük. A 4. számú ábrán a két legfontosabb utasítás látható.



4. ábra

A FIND utasítás szolgál a több ismervű keresésre.

f_i egy ismerv megadására szolgál

- dichotom változóknál "igen", "nem" válaszok kiválogatására van lehetőség,

- folytonos változóknál tetszőleges intervallumokba

esést adhatunk meg a 4. ábrán látható formákban.

"e.azon" : az előbb megismert esemény-azonosító kód

c : adott konstans, melynél az elemi esemény kisebb, kisebb egyenlő, nagyobb, nagyobb egyenlő, egyenlő, vagy nem egyenlő értékét írhatjuk elő.

A BETWEEN-es változat egy balról is és jobbról is zárt intervallumba való esést jelöl ki.

Csoportos változónál is a dichotom változóra megadható formát használhatjuk. NOT esetén "a csoport-változó alá tartozó egyetlen elemi esemény sem fordult elő" feltételt adhatjuk meg, ellenkező esetben pedig legalább egy, a csoportváltozó alá tartozó esemény előfordulását írhatjuk elő.

Az f_i -k alapján kiválogatott beteg-alhalmazok között az ÉS, VAGY Boole műveletekkel lehet a tetszőleges ismérvnek megfelelő egyedeket kiválogatni. A logikai kifejezés kiértékelése balról jobbra történik a precedencia-szabály figyelembevételével.

A példán látható FIND utasítás azon betegeket válogatja ki, akiknél a klinikai felvételt követő napon mért vérnyomás diastolés értéke nagyobb 114-nél és fejfájásra vagy szédülésre panaszkodtak.

A második utasítás a közti-file képzését írja elő. Az utasítás változó részében az outputra kerülő elemi eseményeket lehet megadni. Ha csoportosító esemény-azonosítót adunk meg, akkor automatikusan az alá tartozó elemi események kerülnek kiíratásra.

A példában szerkesztett file képzését írjuk elő. Az STB, mint csoport-változó helyére az alá tartozó NO, FFI, KOR elemi események kerülnek.

Az ismertetett archiv köresettárhoz csatlakozó prog-

ramok a következő standard gondozási szolgáltatásokat biztosítják: /lásd a "CHRONOS krónikus beteg követő számítógépes információs rendszer feladata és klinikai kutatási szolgáltatásai" című előadás 1. számú ábráját/.

BETEGKÖNYV: a rendszerben nyilvántartott betegek személyi adatait /név, lakcím, foglalkozás, születési év stb.../, továbbá bentfekvéseinek, ambuláns ellenőrzéseinek időpontjait tartalmazza.

SZÖVEGES ÖSSZEFOGLALÓ az archiv kóresetár kódolt adatainak szöveges visszaadását biztosítja. Ennek a kiirratási formának elsősorban lényegkiemelési szerepe jelentős, mert a szöveg mondataiba, paraméterezéstől függően csak a talált elváltozások, dichotom "igen" válaszok, ill. folytonos vizsgálati értékek szöveges megfelelője kerül.

Ez a forma emelett ellenőrzési célokat is szolgálhat, például az átlagtól jelentősen eltérő betegek státuszának gyors áttekintését teszi lehetővé. A szöveges lelet program nemcsak a teljes státusz kiirratására alkalmas, hanem kiválasztott részek összeszerkesztésére is.

A kiirratandó mondat elemeit egy ugynevezett séma-fíle tartalmazza. Egyéb, nem standard gondozási szolgáltatásokra az adaptációk koncepcióterveiből mutat néhány példát az ábra.

Összefoglalva, a CHRONOS rendszer adaptálása a klinikai munkacsoportok számára a következő feladatokat jelent:

- a kutatási, gondozási tervek elkészítése,
- elemi események listája /azonosító, típus, mértékegység, értéktartomány,.../,
- bizonylatok megtervezése,
- fogalomfa elkészítése,

- szöveges lelethez a séma-file létrehozása,
- igényelt speciális programok feladatainak specifikálása.

Ezek a teendők a kutatási tervek elkészítése kivételével kb. 50-100 óra munkát igényelnek. Tehát nagyjából egy egyetemi hallgatói pályamunka időigényével azonos.

Megyei Kórház Rendelőintézet
Szekszárd

Számítógépes biokémiai laboratóriumi rendszer a
szekszárdi kórházban

Bordás István, Kovács Sándor, Jávor András és
Vesztergombi Zsuzsanna

A biokémiai laboratóriumokban előforduló nagyszámu adat és a rendelkezésre álló viszonylag rövid idő indokoltá és szükségessé teszi az adatok számítógéppel történő kezelését és feldolgozását.

Rendszerünk a klinikai biokémiai laboratóriumokban a folyamatirányítás, mérési adatgyűjtés, minőségi kontroll, leletkészítés és archiválás feladatait látja el. Együttműködik a kórházi információrendszer /KIR/ egyéb alrendszereivel, /betegfelvétel, ápolás/, kihasználja az egységes rendszerből eredő előnyöket, de önállóan is /a többi rendszertől teljesen függetlenül/ működtethető.

Kisebb munkaszervezési összerüsitések mellett a klinikai biokémiai laboratóriumokban általánosan használható.

A rendszer két - viszonylag önálló - modulból áll.

1. Rutinvizsgálatok modulja
2. Általános biokémiai modul

A rendszer egyes funkciói:

1. Folyamatirányítás

A rendszer felépítéséből automatikusan adódik az egyes munkahelyek folyamatos sorszámozásu mérési sorrendje. A rutinvizsgálati modul keretében a KIR betegfelvételi rendszerének adataiból a felvételi időpont alapján automatikusan munkalista készül. A rutin méréseket a lista sorrendjében elvégezve, akár a gépi adathordozón keletkezett eredmények is, automatikusan a beteg adataihoz kapcsolhatók. A betegfelvételi rendszer hiánya esetén a munkalistán levő személyazonosító adatokat a mérési sorrendnek /pl. a minta beérkezésének sorrendje/ megfelelően - laboratóriumban fel kell venni.

Az általános rendszerben a minták beérkezésének megfelelően az egyes vizsgálatok egymás után folyamatosan gyűjtve adják a mérés sorrendjét.

2. Adatgyűjtés

Az adatgyűjtés a személyazonosító adatoknak a munkavégzés sorrendjének megfelelő felvételét jelenti. A KIR betegfelvételi rendszerének működése esetén elég a beteghez tartozó ágyszámot gyűjteni. Az összes azonosító adat a betegfelvételi adatokból az ágyszám alapján megkapható.

A mérési adatok a munkavégzés sorrendjében adódnak, korszerűbb eszközök használata esetén gépi adathordozón /pl. lyukszalagon/, egyéb esetben papírra kiírva.

A vizsgálatkérelmi adatok rögzítésénél a beérkezett mintákhoz tartozó adott vizsgálati kérelmet 1-gyel, az adott vizsgálati kérelem hiányát \emptyset -val jelölve, bit-enként kódsor adódik. Ezt megfelelő kódrendszerbe fogva /rendszerünknel hexadecimális számként kezelve/ egyszerű adatfelvételi lehetőség adódik.

Az adatgyűjtést kidolgoztuk

- közvetlen lyukszalag beolvasására,
- on-line kapcsolatban levő display készülékkel való adatfelvételre,
- off-line mágneskazettára gyűjtött adatok beolvasására,
- adatrögzítő gépteremben rögzített adatok felvételére.

3. Automatikus minőségi kontroll

A kontrollminták eredményeit folyamatosan gyűjtve 25 napra visszamenőleg diagramban ábrázolja az eredmények átlagát, a szórását /variációs koefficiensét/ és megadott feltételek fennállása esetén hibajelzést ad.

4. Leletkészítés

A rutinrendszer a betegenkénti 15 vizsgálat eredményét 36 mm × 107 mm-es, lázlapra ragasztható etikettre nyomtatja. Az általános rendszer 210 mm széles leporellóra nyomtatja az eredményeket. A leleten a normál értékek is fel vannak tüntetve. A napi leletek mellett a két modulban keletkezett eredmények összegyűjtésével összesített laboratóriumi leletek is kiadhatók.

5. Archiválás

A rendszer minden laboratóriumi eredményt a hozzátartozó személyazonosító adatokkal együtt archivál. Az archivált adatokból lehetőség van személyre szóló adatvisszakeresésre, valamint összesített /statisztikai jellegű/ feldolgozásokra. A személyi azonosító adatok lehe-

tőiséget adnak a KIR egyéb alrendszereiben keletkezett archivált adatokkal /diagnózisok, műtétek, gyógykezelések stb./ való együttes feldolgozására is.

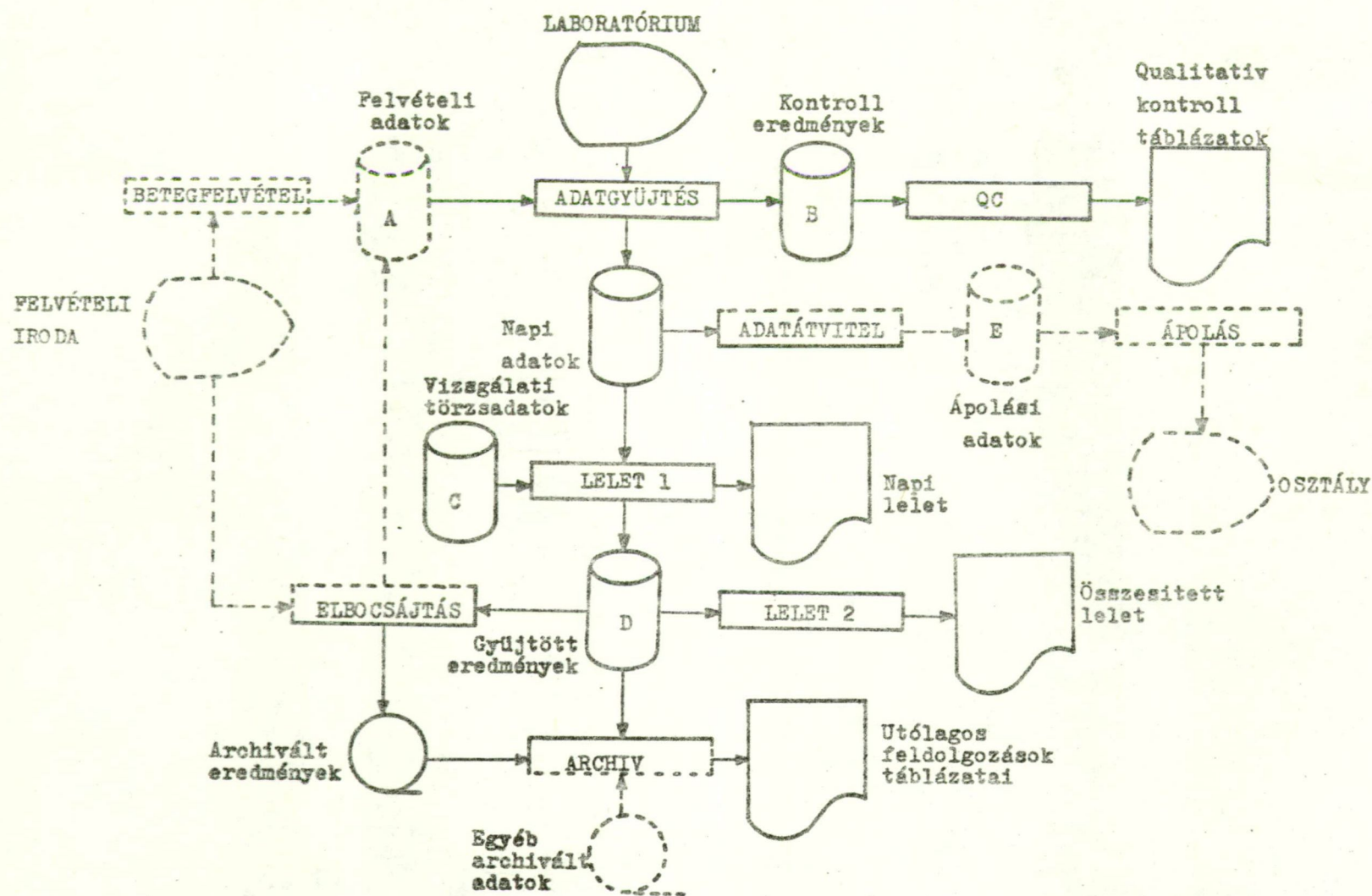
6. A rendszer szerkezetét és kidolgozott kapcsolatait a következő folyamatábrák tartalmazzák:

7. A rendszer működtetése

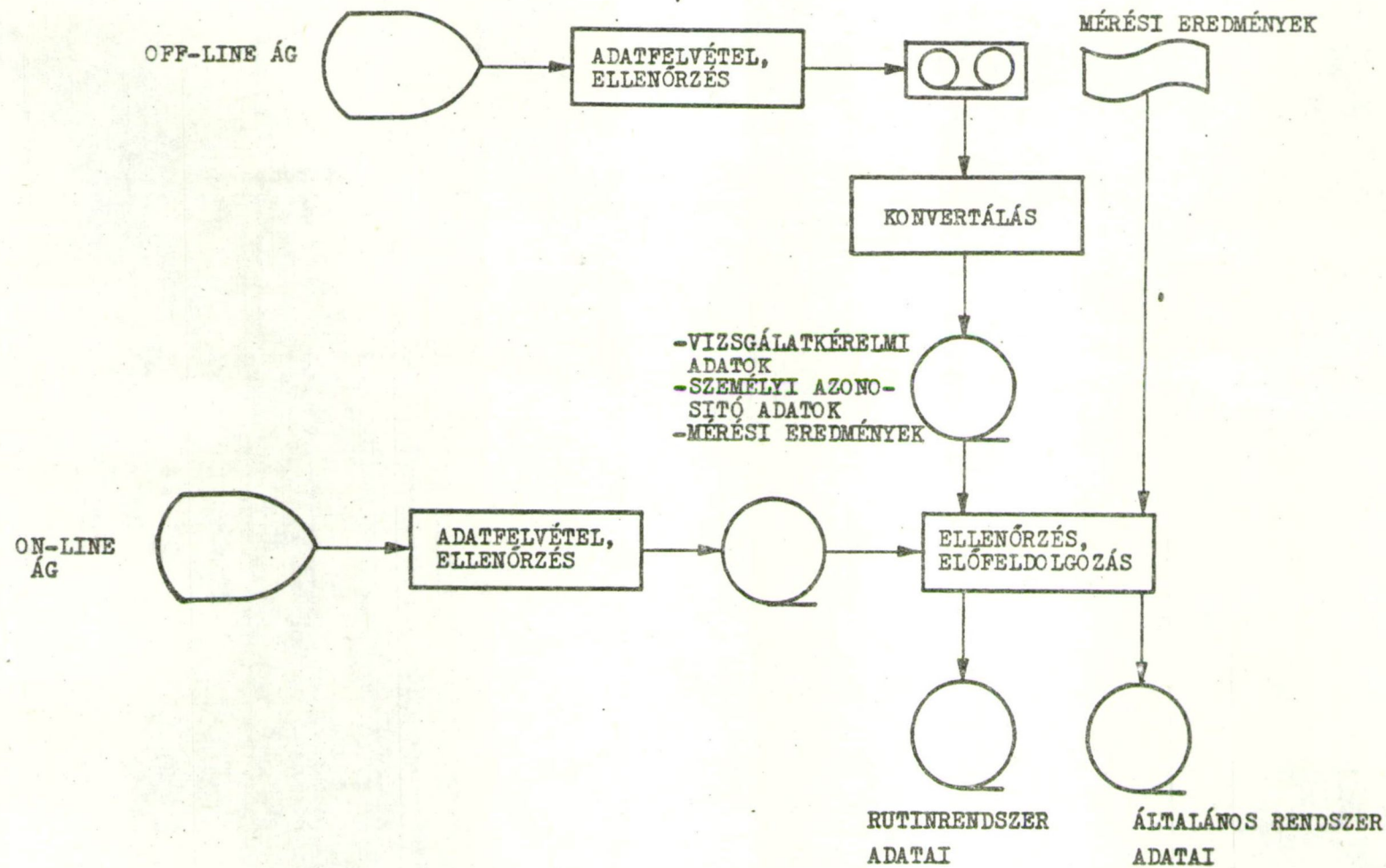
A rendszer programjai R-10 számítógépre vannak kidolgozva.

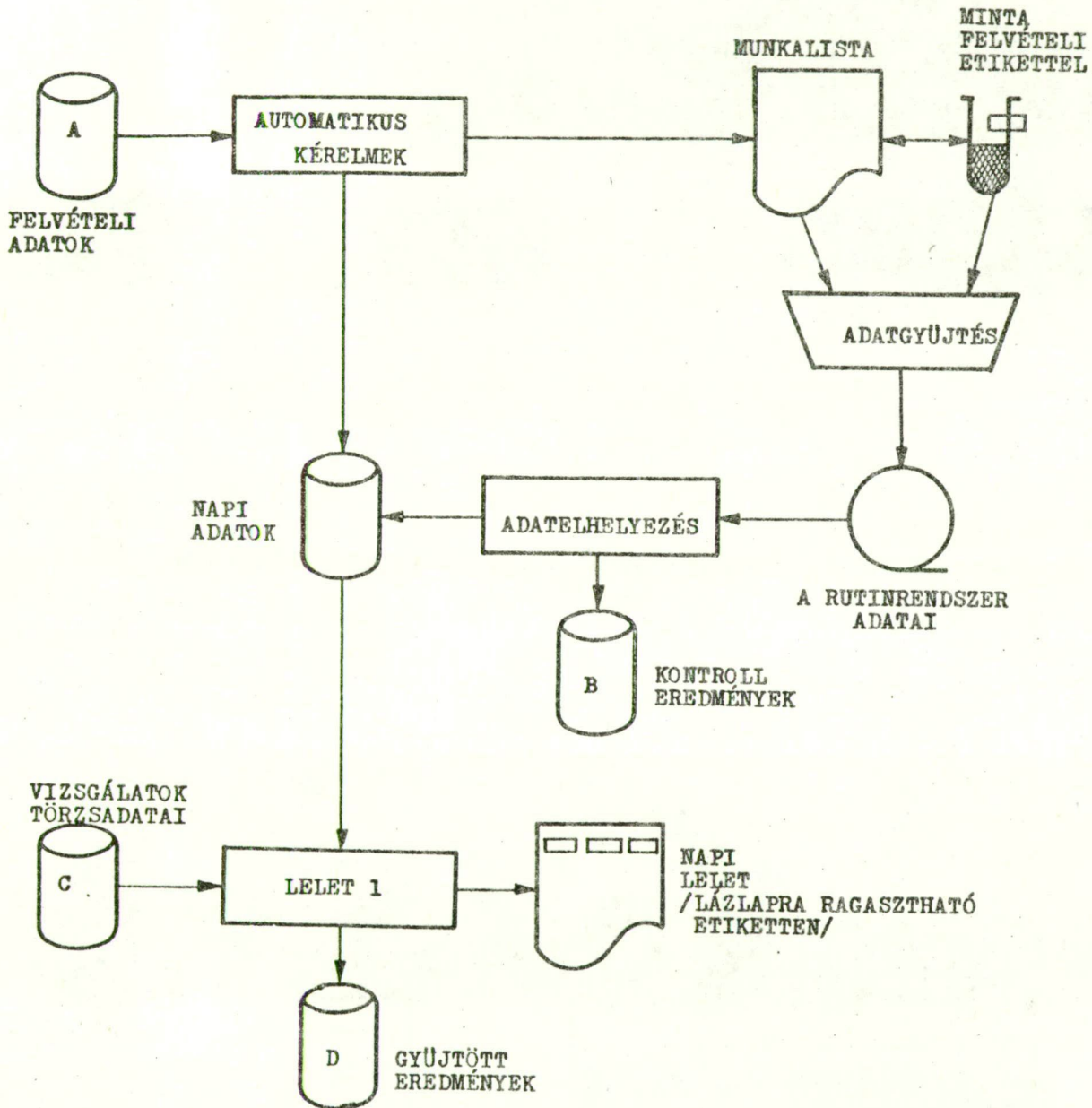
A rutinvizsgálati modult 1979. II. félévének kezdete óta, az általános vizsgálati modult 1980. IV. negyedétől működtetjük. Tapasztalataink a rendszer működésével kapcsolatban kedvezőek.

- Csökkent az ápoló személyzet és a laboratóriumi asszisztencia adminisztratív terhelése.
- Megnövekedett a laboratórium teljesítőképessége.
- Meggyorsult a leletszolgáltatás.
- Az egységes leletformátum segíti az orvosok munkáját.
- A rendszer új szolgáltatásai /automatikus kvalitatív kontroll, az archivált adatok sokirányú feldolgozása/ jelentős segítséget adnak mind a laboratórium, mind a gyógyító osztályok orvosainak.

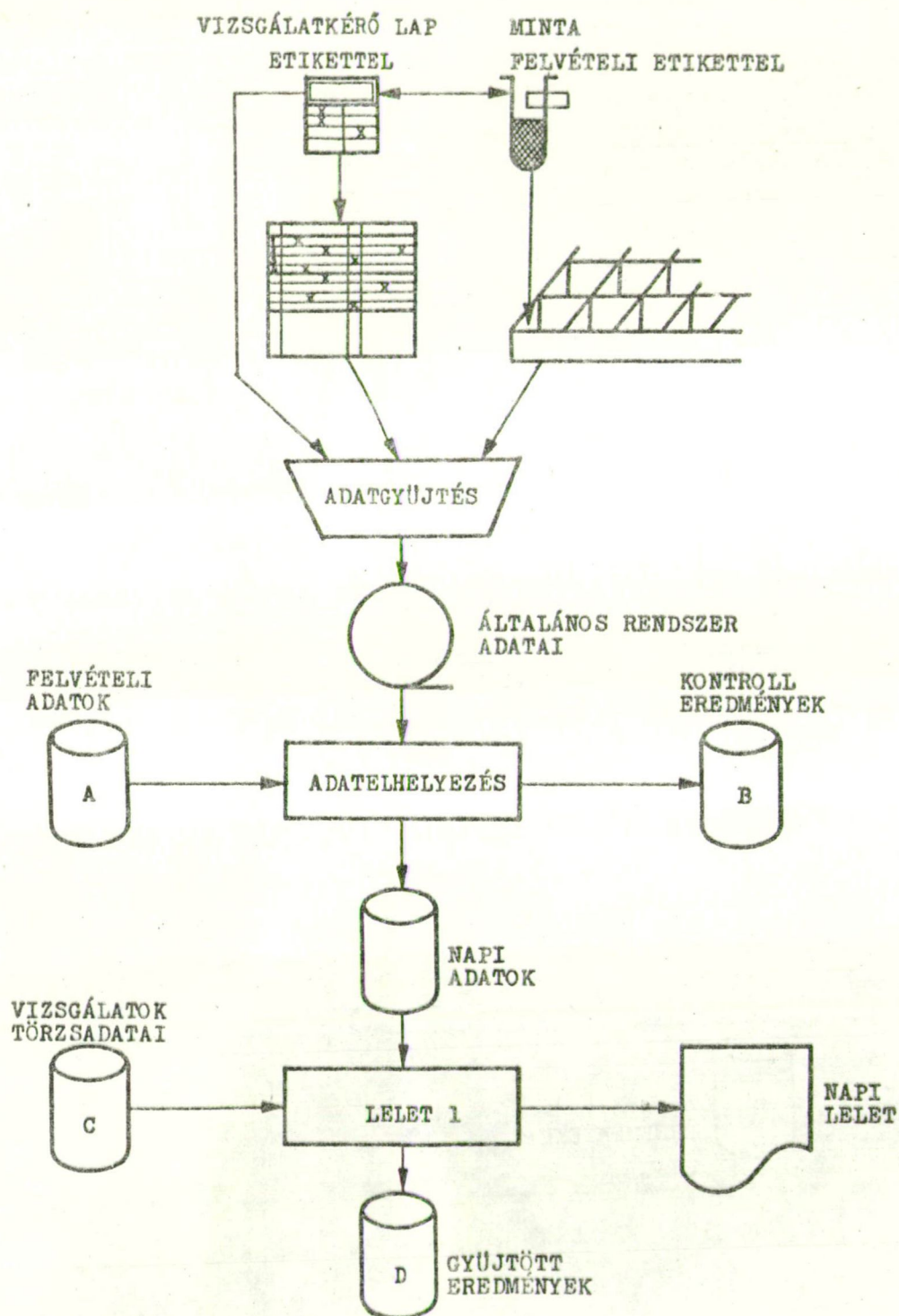


1. A RENDSZER SZERKEZETE ÉS KAPCSOLATAI





3. A RUTINRENDSZER SZERKEZETE



4. AZ ÁLTALÁNOS RENDSZER SZERKEZETE

- A: A betegfelvételi rendszer adatai a kórházban fekvő betegekről
/ személyi azonosító adatok és a kórházban való elhelyezés adatai /
- B: Laboratóriumi kontrollminták 25 napig gyűjtött adatai
/ elemszám, átlag, szórás /
- C: A laboratóriumi vizsgálatok törzsadatai
/ megnevezés, mértékegység, normál értékek /
- D: A kórházban fekvő betegek összegyűjtött laboratóriumi eredményei
- E: Az on-line ápolási rendszer adatállománya
- F: A kórházból kikerült betegek archivált laboratóriumi eredményei
- G: Kórházi betegek egyéb rendszerekben keletkezett archivált adatai
/pl: diagnózisok, műtétek, terápiás eljárások, stb. /

5. A RENDSZERHEZ TARTOZÓ ILL. KAPCSOLÓDÓ ADATÁLLOMÁNYOK

Országos Onkológiai Intézet

Daganatok kobaltbesugárzásának optimalizálása

József Gábor

A sugárterápia az orvostudomány egyik olyan ága, ahol a számítógépeket már igen korán a gyógyítás szolgálatába állították. A sugárterápia célja, hogy nagy dózist juttasson a daganatra az ép szövetek lehető legkevesebb károsítása mellett. A testen belüli dóziseloszlás ismeretében megítélhető, hogy egy-egy tervezett besugárzás megfelel-e a terápiás célkitűzéseknek.

Az első, sugárterápiában használt program a dóziseloszlások meghatározására 1955-ben készült el. /K.C. Tsien, USA/ Azóta már számtalan ilyen programot irtak szerte a világon, a legfejlettebbek képesek szinte az összes, a gyakorlatban előforduló besugárzási technikával létrehozható dóziseloszlás térbeli leírására.

E programoknak két típusát különböztethetjük meg. Az egyik típus táblázatos formában több, egy sugárnyalábtól származó dóziseloszlást tárol, ezek összegzésével és megfelelő korrekciójával /pl. a testfelszín görbületének, vagy a testen belüli inhomogenitások hatásának figyelembevételére/ állítja elő az egyedi besugárzási tervet. A másik módszer teljes egészében közelítő függvények segítségével próbálja leírni a dóziseloszlást. Az első módszerhez igen nagy tárolókapacitás, a másodikhoz viszonylag sok gépidő szükséges. Ezért születtek meg a különböző "hibrid" eljárások, melyek közül az egyik legszerencsésebb Van de Geijn holland fizikus programja, amelyet a Számítógépes

Országos Besugárzástervezési Hálózatban is alkalmaztunk. /A Hálózatról az előző szegedi kollokviumon Kanyár Béla tartott előadást./ (1)

A besugárzási tervek optimalizálása azt jelenti, hogy olyan besugárzási paramétereket keresünk, amelyekkel "optimális" dóziseloszlás valósítható meg. Az optimalizálással kapcsolatban a legfőbb probléma éppen az "optimum" fogalmának határozatlansága. Nincsenek jól meghatározott, kvantitatív módszerekkel jól kezelhető, általánosan elfogadott optimum-feltételek. Szinte minden optimalizáló program más-más optimumot kíván megvalósítani, ráadásul az egyes optimum-feltételeknek is többféle matematikai megfogalmazása lehetséges.

A helyzetet tovább bonyolítja az alkalmazott eljárások sokfélesége. Léteznek lineáris és kvadratikusan programozással dolgozó módszerek a legkülönbözőbb célfüggvényekkel, legkisebb négyzetek elvét használó eljárás, próbálgatással történő optimum-keresés sokféle kritérium alapján stb.

Saját optimalizáló programom egy nemlineáris regressziószámítási eljárás, amely a besugárzási paramétereket a létrehozható dóziseloszlásnak egy előre adott, optimálisnak nevezett dóziseloszláshoz való illesztésével határozza meg:

$$\sum_{i=1}^N (D(x_i, y_i, P_1, \dots, P_k) - D_K(x_i, y_i))^2 \rightarrow \min \quad [1]$$

ahol $D(x_i, y_i, P_1, \dots, P_k)$ az x_i, y_i pontban a P_1, \dots, P_k besugárzási paraméterekkel elért dózis, $D_K(x_i, y_i)$ pedig ugyanabban a pontban az előre adott kívánt dózis. A fenti szélsőértékfeladat a következő egyenletrendszerhez vezet:

$$\sum_{i=1}^N (D(x_i, y_i, P_1, \dots, P_k) - D_K(x_i, y_i)) \cdot$$

[2]

$$\cdot \frac{D(x_i, y_i, P_1, \dots, P_k)}{P_j} = 0 \quad j = 1, k$$

Ehhez az eljáráshoz, mint látható, szükség van olyan, a dóziseloszlást leíró közelítő függvényre, amely differenciálható a P_1, \dots, P_k besugárzási paraméterek szerint.

Optimalizálható paramétereknek a következőket választottam:

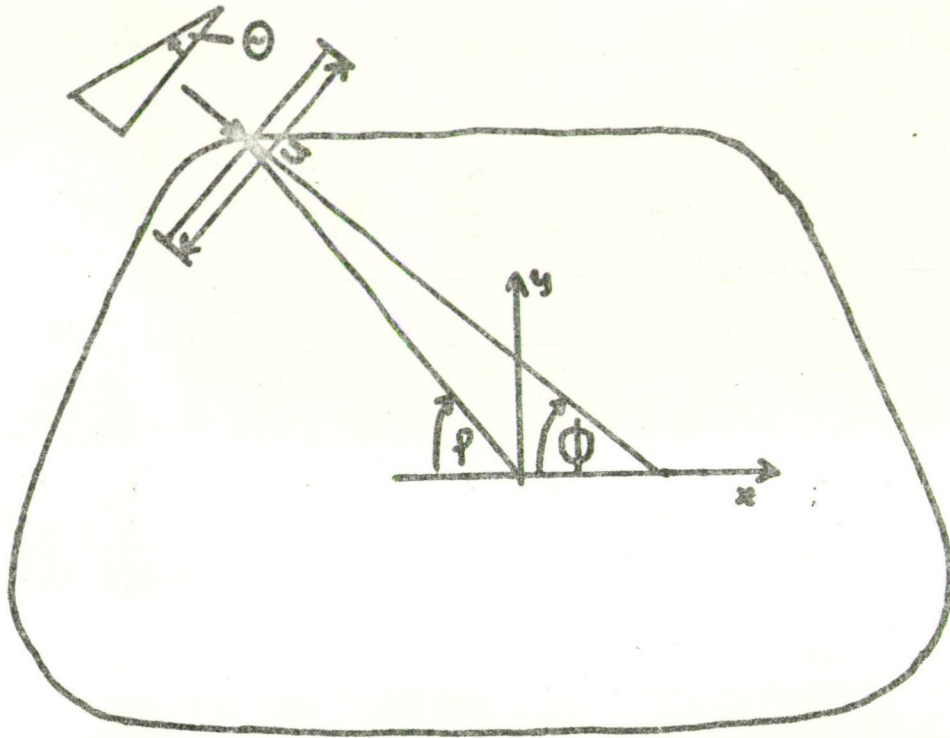
Minden egyes sugárnyalábra: /1. ábra/

- a nyaláb belépési pontja (P)
- a nyaláb iránya (ϕ)
- a nyaláb által a test felszínére leadandó dózis
- a nyaláb szélessége /mezőméret/ (u)
- a nyaláb utjába helyezett ék alakú ólomtömb szöge (θ)

A dóziseloszlás leírására egy 1977-ben megjelent, közelítő függvényekkel dolgozó modellt alakítottam át úgy, hogy a fenti paraméterek szerint viszonylag könnyen deriválható legyen (2). A kapott összefüggések meglehetősen bonyolultak, de a mérésekkel egyező dóziseloszlást adnak meg, és programozástechnikailag semmi nehézséget nem okoznak.

Az [1] szélsőértékfeladat megoldására több eljárás is létezik. Ezek közül a BMDX85 jelű rutint használtam. Ez egy súlyozott legkisebb négyzetek elvét felhasználó, többváltozós, nemlineáris függvényillesztést végző eljárás.

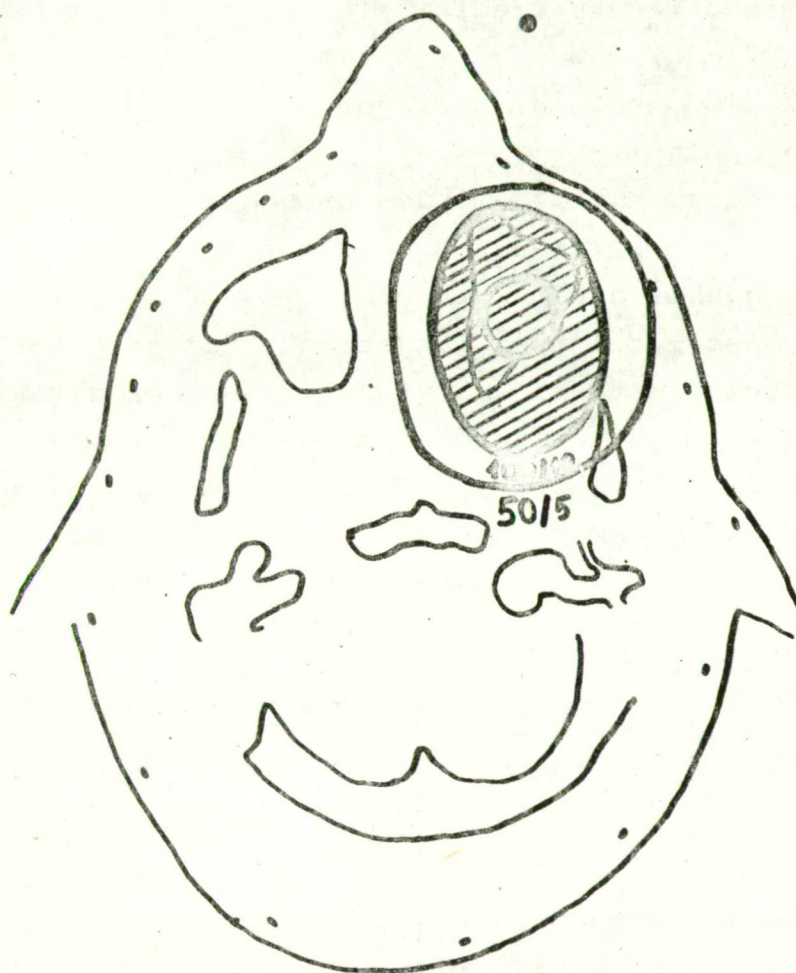
A rutin előnyei: rendkívül gyors, egyszerű, jól átte-



1. ábra

kinthető input/output rendszere van és igen kényelmes módon, külön szubrutinban írható fel az illesztendő függvény és deriváltjai. További előny, hogy ez a rutin megtalálható az ÉSZSZ programkönyvtárában.

Mint már említettem, a közelítő függvénnyel dolgozó módszerek eléggé lassuak, így a kívánt és megvalósítható dóziseloszlást csak viszonylag kevés /a programban max. 150/ pont felhasználásával illeszthetjük. A program belövése során ennek is csak mintegy a felét használtuk. A pontok kiválasztása a következőképpen történt /2. ábra/:



2. ábra

- 18 pont a felszín alatt 0,5 cm-rel, 0 cGy kívánt dózis, 1 suly,
- 18 pont a tumor konturján, 100 cGy kívánt dózis, 10 suly,
- 18 pont a tumor belsejében, 100 cGy kívánt dózis, 10 suly,
- 18 pont a tumor körül, 50 cGy kívánt dózis, 5 suly.

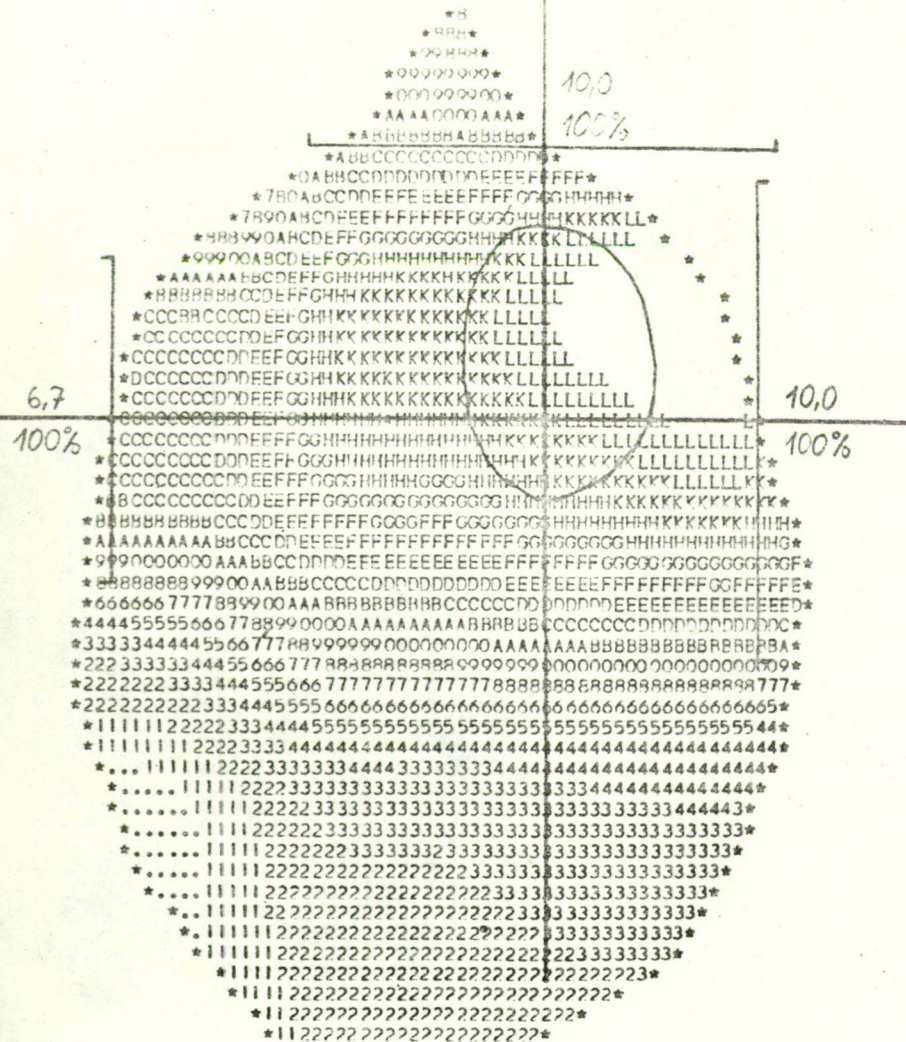
A második és harmadik feltétel a tumoron belüli homogén eloszlás, a negyedik a tumor melletti gyors dózisesés, az első pedig az alacsony felszíni dózisok biztosítására szolgál.

A program elvileg minden besugárzási mező /sugárnyaláb/ minden paraméterének egyidejű optimalizálására képes. A gyakorlatban erre nincs is szükség, ezért mezőnként egymástól teljesen függetlenül választhatók meg az optimalizálni kívánt paraméterek. /Tul sok paramétert egyidejűleg meghatározni azért sem célszerű, mert így a minimalizálandó függvénynek tul sok lokális minimuma lesz./

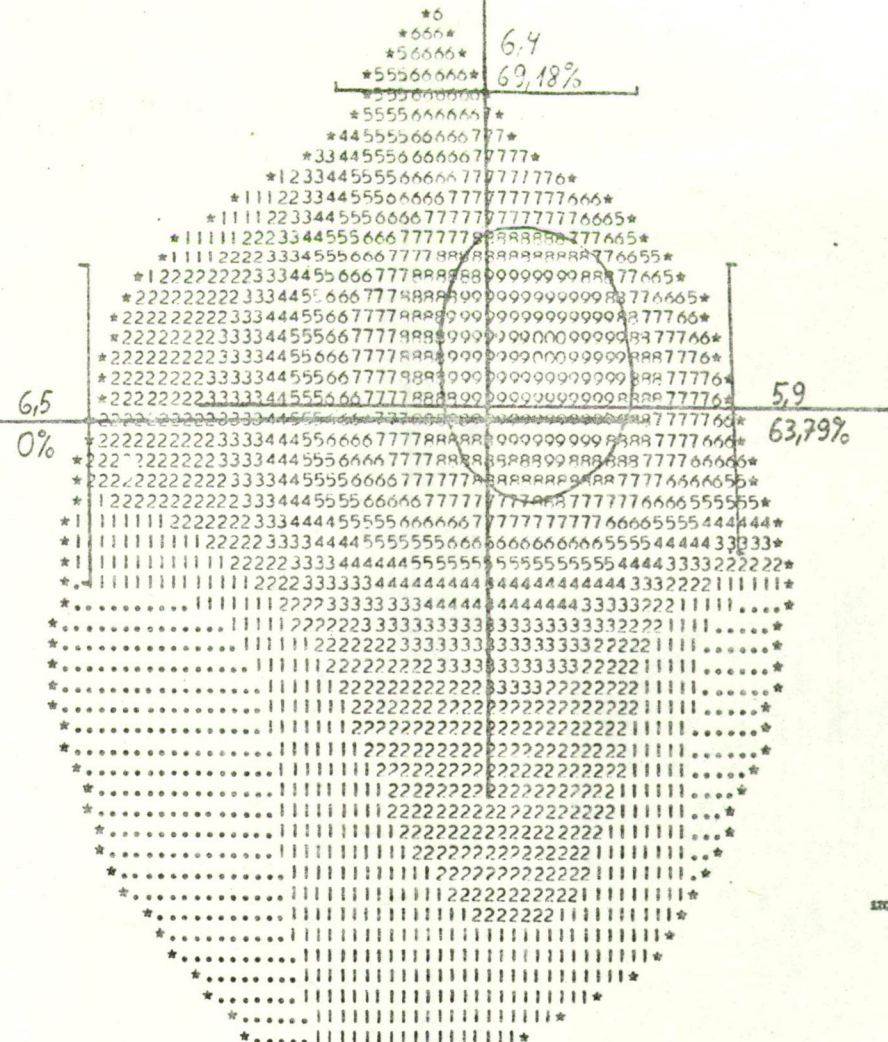
A program memóriaigénye mindössze 19 kB. Futási ideje, más optimalizáló programokkal összehasonlítva elég rövid, a paraméterek, a pontok és az iterációk, valamint a testkeresztmetszet nagyságától függően 3-6 perc CPU-idő az ÁSZSZ Honeywell Bull 66/60 gépén. Sajnos ez az idő még mindig tul hosszú /és tul drága/ ahhoz, hogy ezt az optimalizáló eljárást a Számítógépes Országos Besugárzástervezési Hálózatban is alkalmazzuk, vagy rutinszerű besugárzástervezésre használjuk.

A 3., 4. és 5. ábrákon a program három eredményét mutatom be. A három terv ugyanarra a daganatra készült. Az ábrák első része a kezdeti paraméterek, a második az optimalizálással meghatározott paraméterek által létrehozott dóziseloszlást mutatja. Látható, hogy mindhárom ábrán az optimalizálás utáni dóziseloszlás maximuma a daganaton belülre esik, a daganaton belüli dózisingadozás pedig kisebb, mint 20 százalék.

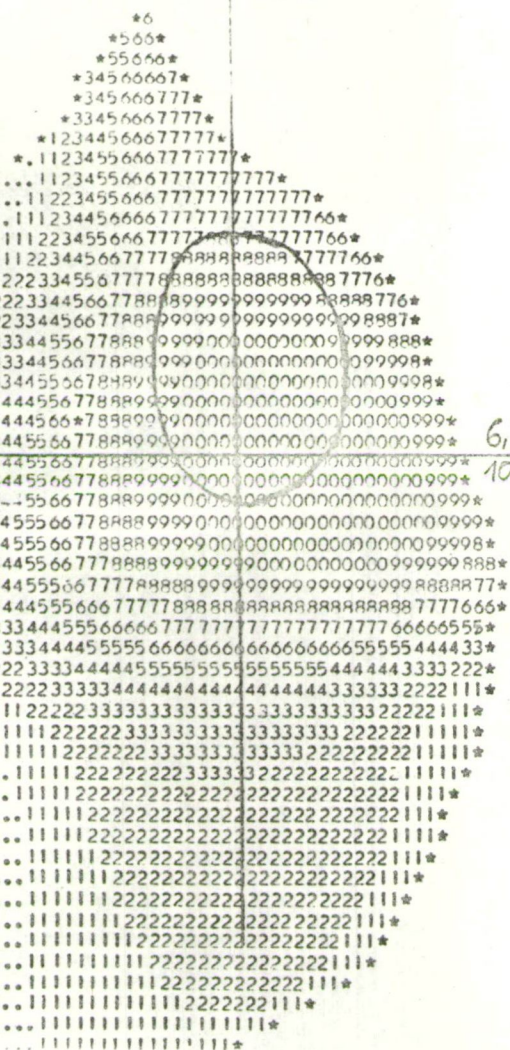
Az első terven egy három mezővel történő besugárzást kívántunk optimalizálni a mezőméret és a mezők által a felszínre leadandó dózis meghatározásával. A kezdeti paraméterektől származó dóziseloszlás teljesen rossz. Az eljá-



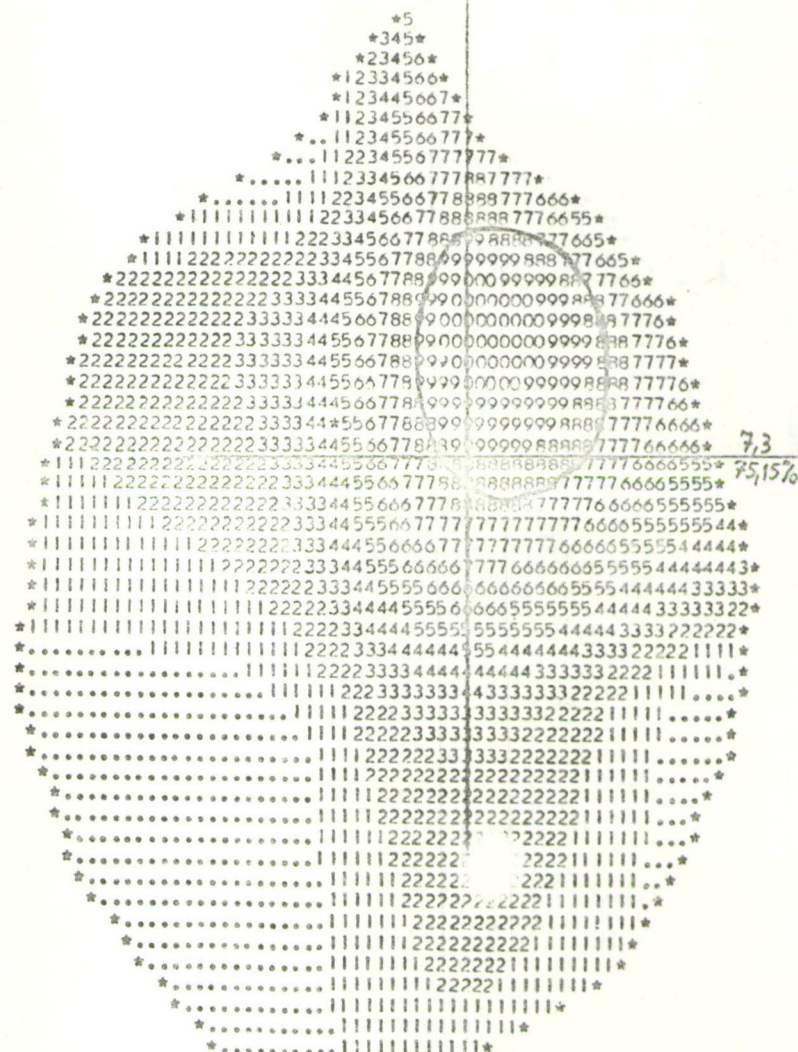
3/a. ábra



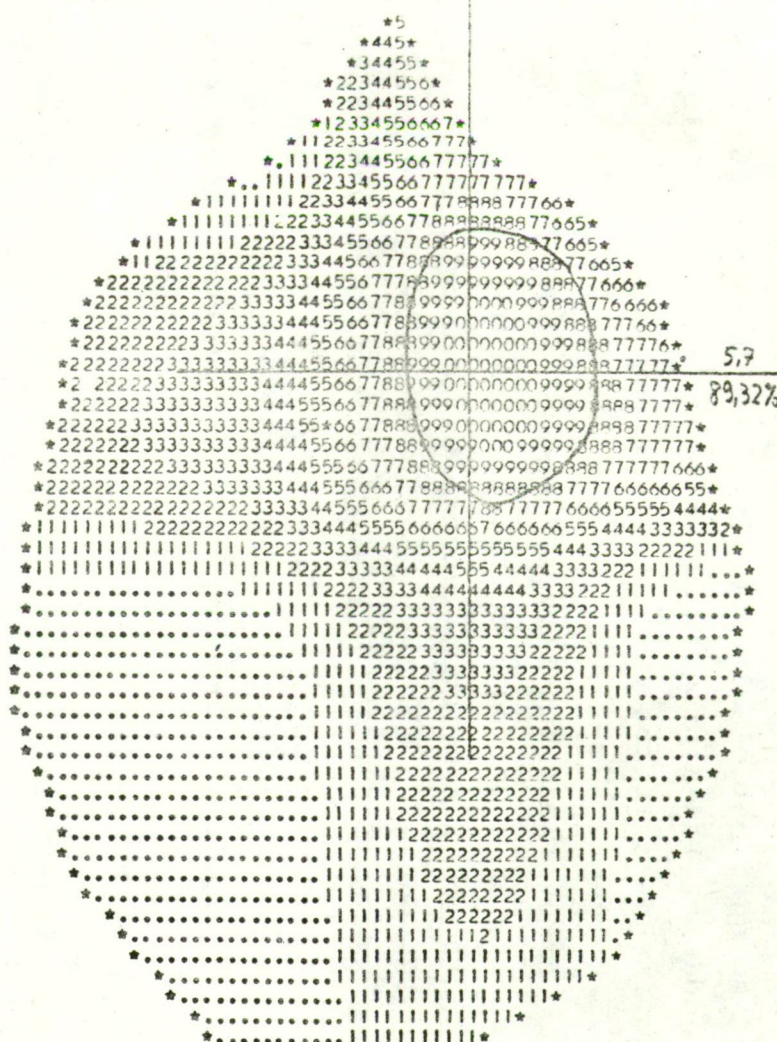
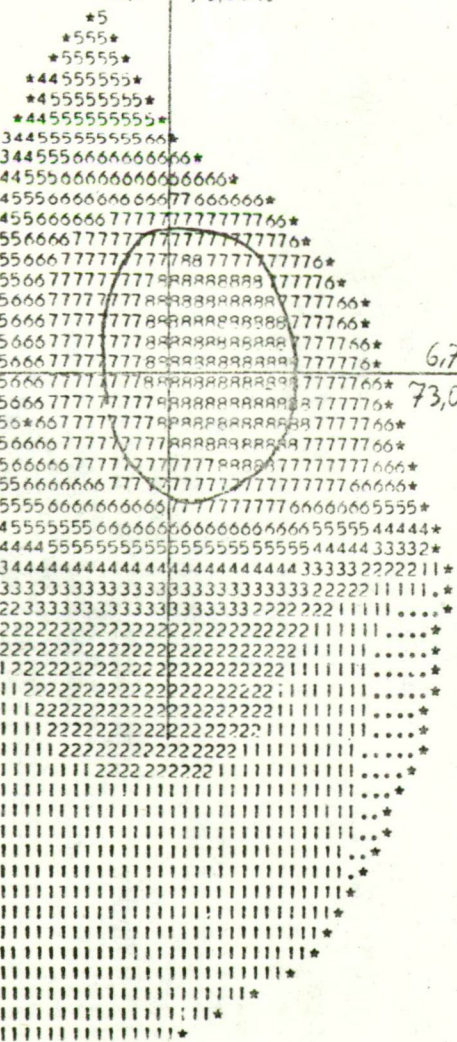
3/b. ábra



4/a. ábra



4/b. ábra



rás során a bal oldalról belépő mező belépési dózisának 0 adódott, így a program az ebben az esetben a valóságban is használt két mezős besugárzást javasolta a három mező helyett.

A következő két terven a mezőméreteket, az ékek szögeit, és a belépési dózisokat kívántuk meghatározni. A dóziseloszlások ismét lényegesen javultak az optimalizálás során. A két terv összevetése azt is mutatja, hogy az éekkel történő besugárzás optimuma milyen erősen függ a mezők belépési pontjától. Az itt bemutatott két terv között ugyanis csak az a különbség, hogy a jobb oldali mező belépési pontja fél centiméterrel eltolódott, az optimális ékek szöge és beállításuk iránya mégis lényegesen különbözik.

A program már a mostani kezdeti állapotában is alkalmas ilyen és ehhez hasonló összefüggések megállapítására. Az eljárásnak természetesen van még sok hiányossága is, ezeket remélhetőleg további javításokkal kiküszöbölhetjük. A további fejlesztés célja a gépidő csökkentése és az eljárás más sugárfajtákra történő kiterjesztése is.

Végezetül szeretném megköszönni Kanyár Béla /SOTE/ segítségét, aki a rutin kiválasztásában, és Kabos Sándor /ÁSZSZ/ segítségét, aki azt a rendelkezésemre bocsátotta.

Irodalomjegyzék

- (1) Bozóky L., Kanyár B., Varjas G., Zábráczky J.: Számítógépes besugárzástervezés, Magyar Radiológusok, 1975, Vol. 27. 363.
- (2) Wilks R.J., Sutcliffe J.F.: A simple model of 60 Co beams for computerized radiotherapy planning. Physics in Medicine and Biology, 1977. Vol. 22. No. 4, 737.

SOTE II. Gyermekgyógyászati Klinika és Államigazgatási
Számítógépes Szolgálat

A gyermek-leukémia nyilvántartó és elemző rendszer mű-
ködtetésének tapasztalatai

Keleti Julia, Révész Tamás, Kilárné Petróczki Ágnes,
Molnár Anna és Vargha Márton

Az Országos Gyermek-leukémia Terápiás Csoport 1971-ben alakult azzal a céllal, hogy a hazánkban előforduló gyermek-leukémiás megbetegedések lefolyását és az alkalmazott terápiákat egységes elvek szerint lehessen tanulmányozni, értékelni. Csak így látszott elérhetőnek a legeredményesebb terápiák kiválasztása. A munkacsoport az egész országban átfogja a gyermek-leukémia megbetegedések gyógyítását; minden ilyen beteget valamely alközpontunkban kezelnek.

Megalakulása óta a munkacsoport évenként rögzíti a betegek státuszát, illetve az új megbetegedéseknél természetesen az egyéni és családi anamnézist is.

1977-ben felmerült az igénye az addig összegyűlt, mintegy 400 eset statisztikai elemzésének, és ennek érdekében a munkacsoport kapcsolatba lépett a SOTE Számítástechnikai Csoportjával, majd később az Államigazgatási Számítógépes Szolgálattal, mint az országos egészségügyi számítógépes feldolgozások egyik várható gazdájával. A számítógépes rendszer végül az ÁSZSZ-ben valósult meg.

Tekintve, hogy az ilyen, tartós kezelést igénylő megbetegedések terápiájának és prognosztikai tényezői ki-

választásának világszerte elterjedt statisztikai módszere az ugynevezett túlélési görbék - élettartam eloszlások - vizsgálata, mi is ennek számítógépes megvalósítását tekintettük elsőrendű feladatunknak. Tudomást szerezve Peto és társai (1) munkájáról, elkértük az Angliában évek óta használt FORTRAN nyelvű programot, és 1978-ban már használtuk is az ÁSZSZ HwB 66 sorozatu számítógépein, az adatok elemzésére. Ez az adaptált statisztikai elemző program tekinthető a nyilvántartási és elemző rendszer magjának. A programot már 1978-as előadásunkon ismertettük (2).

Az adathalmaznak már említett évenkénti bővítését eleinte manuálisan végeztük, ami - tekintve, hogy az elemzéshez a változásokat végig kellett vezetni a régi adatrekordokon - igen fáradságos volt. Minden további elemző program készítését meg kellett előznie egy adatbázis felépítésének, és a hozzá tartozó szerviz programok elkészítésének, amit összekapcsoltunk az adatlapok korszerűsítésével is. Az 1979. évi adatokat már ezzel az elkészült nyilvántartó programrendszerrel végeztük, a korábbi 3-4 hónapos átfutást 1 hónapra csökkentve. Mivel ez a betegség - szerencsére - nem gyakori, fokozottan kell ügyelni arra, hogy az adatbázisba kerülő adatok minél pontosabbak legyenek. Ezért a rögzítés és az adatbázis felujítása közé beiktattunk egy manuális kódelfordulási ellenőrzést is, ez magyarázza az 1 hónapos átfutást.

Az elemző rendszert a HwB 66 sorozatu számítógépek hálózatvezérlő egységeire és rendszerprogramjaira építettük. Ez a rendszer - amelyet elsősorban a bankokban előforduló tranzakciós műveletek gépesítésére fejlesztettek ki - lehetővé teszi, hogy az elemzést végző programot távállomásokon keresztül vezéreljük. Megjegyzendő, hogy ilyen távállomás évek óta működik a SOTE Számítástechnikai

Csoport Kulich Gyula téri központjában is.

Az 1980. elejére elkészült első párbeszédés elemző programnak egyelőre csak a vezérlése történik a távállomásról, az eredmények a központi számítógépen, listán jelennek meg, de az elemzés egyelőre nem is igényli az eredmények azonnali elérhetőségét. Az eddig hozzáférhető elemzési lehetőségeket az 1980. áprilisában elkészült felhasználói kézikönyv tartalmazza, a rendszer kipróbálását ennek birtokában kezdtük meg.

Eddigi tapasztalataink szerint a párbeszédés üzemmód a várakozásnak megfelelően kiszélesíti a programot használni tudók körét. Az eddig rendelkezésre álló feldolgozási lehetőségek azonban mindenképpen szűkösek. Tovább kell egyszerűsíteni a feldolgozást közvetlenül megelőző eljárásokat, nem tévesztve szem elől, hogy az értelmes feldolgozás mindenképpen megköveteli a kérdések alapos átgondolását, amit a számítógépes feldolgozáshoz szükséges bizonyos mértékű formalizálás is elősegíthet. Tekintve, hogy vannak olyan szükséges elemzések, amelyeket évente el kell végezni, jó szolgálatot tesz a programnak az előre rögzített, típusfeldolgozásokat szolgáltató része. Sok, egyelőre kihasználatlan lehetőséget látnunk a már említett túlélési görbe elemzés mellett már most is rendelkezésre álló hisztogramrajzoló egységben.

Sajnos a HwB rendszereknek már említett közvetlen elérési, vagy közhasználatu betűszóval TAF lehetőségeihez fűzött reményeink nem váltak maradéktalanul valóra, részben a magyarországi kommunikációs hálózat közismeretlen siralmas állapota - a telefonvonalak zajossága és megbízhatatlansága - miatt, részben pedig azért, mert úgy látjuk, hogy az ÁSZSZ számítógépeinek kihasználtsága az off-line kötegetelt feldolgozás irányába tolódik el. Főleg ez utóbbi az oka annak, hogy előfordult; mintegy

80 paraméter megadása egy elemzéshez több, mint egy óra hosszat elhúzódott. Ezt persze - bár csak kisebb részben - az is okozta, hogy a párbeszédet végző program nem elég rugalmas, érződik rajta az összeállításakor még hiányzó gyakorlati tapasztalat. Ezalatt azt értjük, hogy a program még mindig nem vállal át annyit a felhasználótól, amennyit kellene ahhoz, hogy a nem számítástechnikai szakembert megnyerje. Jó példa erre az, hogy az adatrekordból a feldolgozásra kerülő változókat FORTRAN formátummal kell kiválasztani. A rendszer továbbfejlesztésének célja - a fentebb említett kényelmesítés mellett - az elemzési lehetőségek bővítése, és az adatok betegenkénti elérésének biztosítása lehet.

Meg kell említenünk, hogy az Államigazgatási Számítógépes Szolgálat fedezte a programrendszer kidolgozásának teljes dologi és szellemi költségét.

Eddigi tapasztalataink alapján állitható, hogy az elkészült programrendszer jól használható minden, hosszantartó kezelést igénylő betegség országos nyilvántartására, és az összegyűlt adatok számítógépes elemzésére.

Irodalomjegyzék

- (1) Peto és munkatársai: Design and Analysis of Randomized Clinical Trials Requiring Prolonged Observations of Each Patient. 1976., 1977. British J. Cancer 34, 35.
- (2) Gyermekkori leukémia terápiás kísérletek számítógépes nyilvántartása és értékelése. Kilárné Petróczki Ágnes és munkatársai, 9. Kollokvium, Szeged, 1978. Kiadvány: 623-627.Q.

MTA Izotóp Intézete, Budapest

Radio-immunoanalitikai (RIA) vizsgálatok néhány tervezési
és pontossági kérdése

Miller János, Naszódi László és Szepesvári Pál

A számítástechnikai módszerek egyre fontosabbak a klinikai kémia problémáinak megoldásában, ahová a radio-immunoanalízis módszere is tartozik. E technika immunológiai jelenségek felhasználásával alkalmas számos, a testnedvekben jelenlévő komponens mennyiségi meghatározására. Használhatóságának feltétele - mint ismeretes - az, hogy a vizsgálandó vegyület

- immunogén
- tiszta állapotban előállítható és
- sugárzó izotóppal jelezhető legyen.

A módszer előnyeként felsorolható, hogy

- kis mennyiségek
- kis koncentrációk

páratlan szelektivitással meghatározhatók.

A radio-immunoanalízis elve és egyszerűbb modelljei

Tekintsünk egy rendszert, amely P meghatározandó antigént tartalmaz. Adjunk ehhez ismert mennyiségű P^* jelzett antigént és Q antitestet. Ezek a komponensek a

$$P + Q \rightleftharpoons PQ \quad \text{ill.} \quad P^* + Q \rightleftharpoons P^*Q \quad [1]$$

reakciókban és a PQ és P^*Q komplexeket képezik. A jelzett és

jelzetlen antigén egymással versengve kötődik az antitest-hez, így a komplexbe kerülő /vagy a feleslegben maradt/ sugárzó izotóp mennyiségéből következtetni lehet a P mennyiségre.

A vizsgálat két részből áll.

Először ismert összetételű oldatokat használva fel-
veszünk egy kalibrációs görbét, amely megadja, hogy rögzit-
tett mennyiségű Q antitest és P^* jelzett antigén ese-
tén adott aktivitásnak mekkora mintabeli P antigén men-
nyiség felel meg.

Ezután az ismeretlen antigén tartalmu mintával hajtjuk
végre a kísérletet, és a kapott aktivitáshoz a kalibrációs
görbe segítségével hozzárendeljük a meghatározandó antigén
mennyiséget.

Az antigén mennyiség-beütésszám összefüggés leírására
több modell ismeretes.

Ha feltételezzük, hogy a PQ komplexképződés gyakor-
latilag teljesen végbemegy, akkor a kötésbe kerülő izotóp,
vagyis a P^*Q anyagmennyiség

$$Q \cdot P^* / (P^* + P) \quad [2]$$

-vel arányos.

Egyensulyra vezető reakciót és nem túl nagy K egyen-
sulyi állandót feltételezve az $x = P^*Q$ kötött jelzett an-
tigén az

$$(1 + P^*/P)x^2 - (P + P^* + Q + 1/K)x + (Q)(P^*) = 0 \quad [3]$$

egyenlet pozitív megoldásával egyenlő. Megjegyzendő, hogy
 $K \rightarrow \infty$ esetén a [3] kvadratikus modell átmegy a [2] hiper-
bolikus modellbe.

Az irodalomban tárgyalt egyéb modellek vagy a fentiek változó-transzformációjával állíthatók elő, vagy fizikai tartalom nélküli matematikai konstrukciók, amelyek arra szolgálnak, hogy a kötött jelzett antigén mennyiségét a jelenlevő antigén mennyiségének függvényében egy jól simuló folytonos függvénnyel leírják.

Igy pl. az ún. logit-log modell, amelynek alakja

$$\text{logit}(B/B_0) = a + b \ln P, \quad [4]$$

$a = \ln P^*$ és $b = -1$ esetén visszaadja a [2] hiperbolikus modellt. /A [4] kifejezésben $\text{logit } y = \ln[y/(1-y)]$, B/B_0 pedig a P antigén aktuális és 0 koncentrációjához tartozó beütésszámok arányát jelenti.

A radio-immunoanalízis érzékenységéhez

Fontos, hogy az antigén mennyiség-aktivitás görbe érzékeny legyen, azaz kis koncentráció-változásra erősen változzék a beütésszám. Az érzékenység növelhető pl. a jelzett antigén fajlagos aktivitásának a növelésével, aminek azonban biológiai, kémiai, fizikai határai vannak.

A görbe meredekségét növelhetjük úgy is, hogy a jelzett *antigén mennyiségét* helyesen választjuk meg.

Az aktivitás arányos a mért fázisban /pl. a kötött fázisban/ levő jelzett anyag mennyiségével. A hiperbolikus modell szerint a görbe meredekségének abszolút értéke

$$\left| \frac{\partial}{\partial P} \frac{Q \cdot P^*}{(P^* + P)} \right| = \frac{Q \cdot P^*}{(P^* + P)^2} \quad [5]$$

-tel arányos, ami akkor maximális, ha $P^* = P$. Elmondhatjuk tehát, hogy a RIA módszerben ott érünk el maximális érzékenységet, ahol a jelzett antigén mennyisége megegyezik a mérendő antigén mennyiségével. /Ez utóbbit természetesen

nem tudjuk előre, csak a nagyságrendjét ismerjük./ A jelzett anyag mennyiségének helyes megválasztásával tehát "kiélelmezhetjük" a vizsgálatot egy adott értékre.

Általában az a célunk, hogy egy adott $/P_1, P_2/$ tartományon *átlagosan* a legérzékenyebb legyen a kalibrációs görbe. Ezt fogalmazhatjuk meg az

$$\frac{1}{P_2 - P_1} \int_{P_1}^{P_2} |\text{meredekség}| dP \Rightarrow \max_{P^*} \quad [6]$$

un. I-optimális kritériummal. Ez a feltétel a

$$P^* = \sqrt{P_1 P_2} \quad [7]$$

megoldásra vezet, vagyis célszerű a jelzett komponens mennyiségét a mérési határok /az érdekes tartomány határai/ mértani közepének választani.

Egyszerűbb optimálási feltétel adódik, ha az átlagos meredekségre úgy fogalmazzuk meg követelményünket, hogy a tartománybeli maximális és minimális meredekség átlaga legyen maximális, azaz

$$[Q \cdot P^* / (P^* + P_1)]^2 + Q \cdot P^* / (P^* + P_2)^2 / 2 \Rightarrow \max_{P^*} \quad [8]$$

Ennek megoldása

$$P^* = \sqrt{(P_1^2 + P_2^2) / 2} \quad [9]$$

vagyis az optimális jelzett mennyiség a tartományhatárok négyzetes átlaga. Összefoglalva: érdemes olyan mennyiségű *jelzett* antigénnel dolgozni, amilyen a meghatározandó dózisok /valamilyen/ átlaga. Megjegyzendő, hogy nemcsak a jelzett antigénnel, hanem az antitest mennyiséggel is befolyásolni lehet a görbe meredekségét. Belátható, hogy a

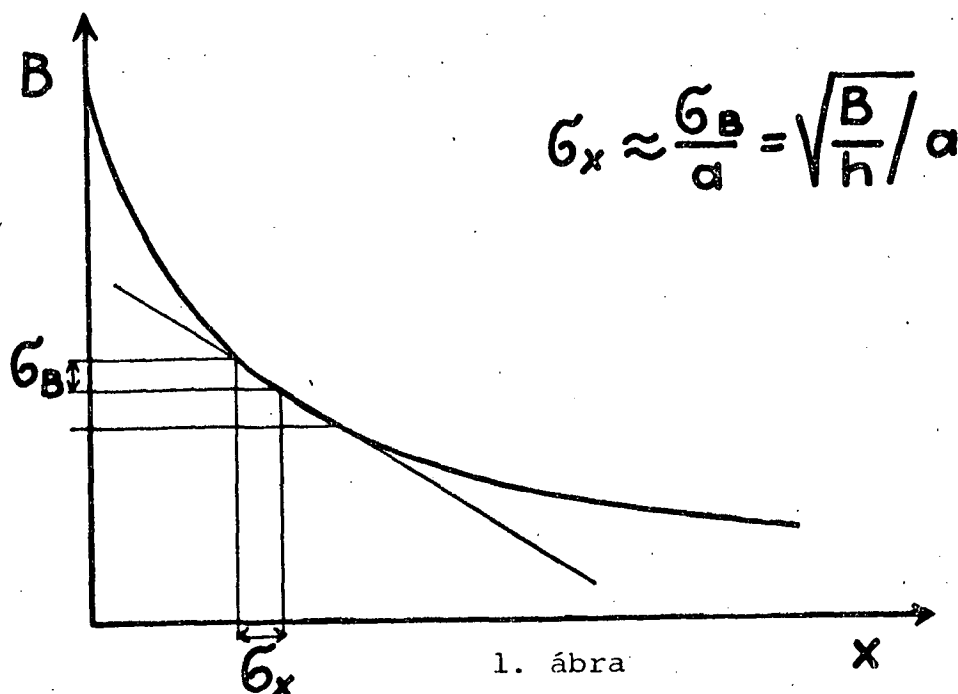
lehető legnagyobb antitest mennyiség /amely mellett az antigén még tulsulyban van/ adja a legmeredekebb görbét.

A RIA mérések hibájáról

Az eddigiekben arról volt szó, hogy a változtatható paramétereket hogyan válasszuk meg annak érdekében, hogy az antigén mennyiség-aktivitás görbe a lehető legmeredekebb legyen. A következőkben azt tárgyaljuk, hogy a már rögzített paraméterek mellett milyen mértékű hibára számíthatunk az ismeretlen P meghatározásakor. Emellett ki-mutatjuk, hogy bizonyos cégek által alkalmazott ábrázolás-mód csak látszólag javítja az eredmény pontosságát.

Egy RIA vizsgálat - mint említettük - ismert koncentrációju antigén mintákkal történő kalibrációval kezdődik. Az abszcissza-tengelyre - a továbbiakban x-szel jelölt - antigén koncentrációt vesszük fel, ordinátaként pedig pl. az antigén-antitest komplex B-vel jelölt aktivitását vagy /rögzített ideig mért/ beütésszámát.

1. eset /1. ábra/



A kalibrációs görbe igen pontosnak tekinthető /konfidencia-sávja nagyon szűk/. Ekkor az ismeretlen meghatározásának a hibaforrása egyedül a statisztikus hibával terhelt beütésszám. Poisson-eloszlásu hibát feltételezve

$$\sigma_x \approx \frac{\sigma_B}{a} = \frac{1}{a} \sqrt{\frac{B}{n}} \quad [10]$$

ahol a a kalibrációs görbe meredeksége

B a mért beütésszámok átlaga

n a mérések száma.

2. eset /2. ábra/

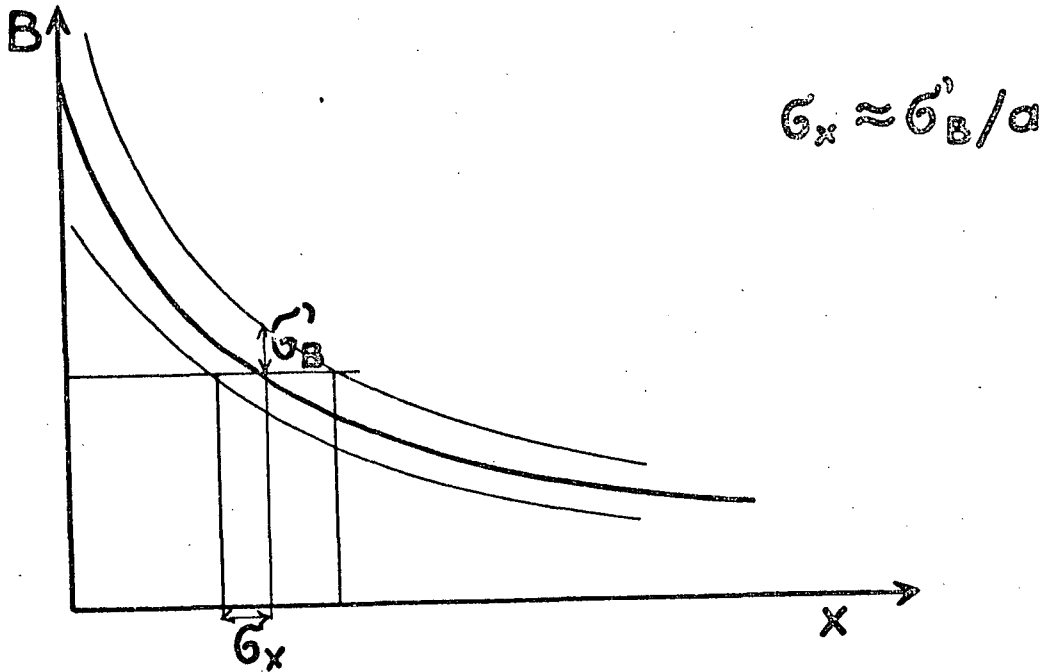
A kalibrációs görbe /B-irányu/ pontatlansága, azaz a konfidencia-sáv fél-szélessége (σ'_B) nem elhanyagolható, a meghatározáskor viszont a beütésszám-mérés igen pontos. A koncentráció meghatározás hibája a [10] képlethez hasonló:

$$\sigma_x = \sigma'_B / a \quad [11]$$

de itt σ'_B a konfidencia-sáv fél-szélessége. /A képlet helyes, ha a szokásos hibaterjedési formulák használatához szükséges feltételek teljesülnek, azaz

- a görbék deriváltjai lassan változnak, így a lineáris közelítés elfogadható a konfidencia-sávon belül;
- a hibákhoz képest az alkalmazott pontbecslés torzítása kicsi;
- a konfidencia-sáv közelítőleg szimmetrikus a (B, x) pont körül./

A RIA vizsgálatok során általában nem a B beütésszámot ábrázolják, hanem pl. a komplex B beütésszámának és az összes jelzett anyag T beütésszámának a B/T hányadosát, vagy ezen B és a O koncentrációju antigén oldathoz tartozó B beütésszám B/B_0 hányadosát. B_0 mindig kisebb, mint T a nemspecifikus reakciók miatt és amiatt,



2. ábra

hogy $P^* \geq Q$.

A hányadosok ábrázolásakor felvetődik az a probléma, hogy T és B_0 /Poisson-eloszlásu/ valószínűségi változók, ezért B/T , ill. B/B_0 hányadosoknak *nincs várhatóértéke*. Ezt a nehézséget a gyakorlatban kiküszöböljük azáltal, hogy nagyon kis és nagyon nagy mért beütésszámokat nem fogadunk el, azaz a Poisson-eloszlást csonkitjuk. A csonkitott eloszlásban már 0 valószínűségű a 0 beütésszám, ugyanakkor a Poisson-hibára jellemző $\sigma_z = \sqrt{z}$ becslés még jó marad.

Most határozzuk meg a B/T , ill. B/B_0 szórást. A szokásos hibaterjedési formula alapján

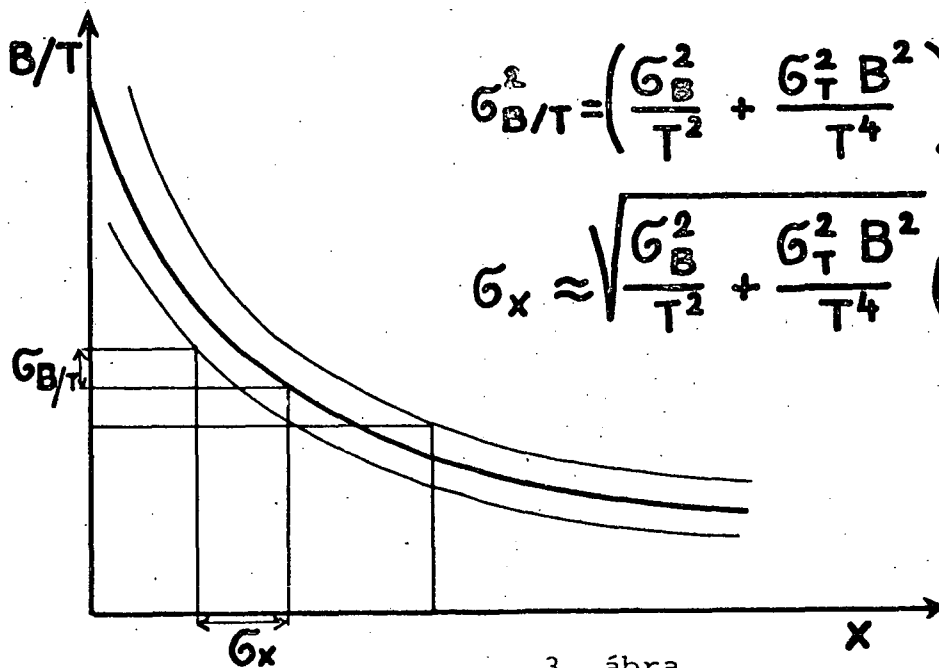
$$\sigma_{B/T}^2 \approx \left(\frac{\sigma_B^2}{T^2} + \frac{\sigma_T^2 B^2}{T^4} \right) / m \quad [12]$$

ahol m a beütésszám-mérés ismétléseinek a száma.

A meghatározás hibájában két összetevő lép fel.

a/ A [12] típusu hibával terhelt pontokból képzett kalibrációs görbe σ_y hibája /a véges szélességű konfidencia-sáv/

b/ Az ismeretlen mennyiség meghatározásakor fellépő, szintén [12] alakú hiba /3. ábra/.



3. ábra

Az ábrából leolvasható σ_x -re egy közelítő kifejezés:

$$\sigma_x \approx (\sigma_y + \sigma_{B/T}) / a_{B/T} \quad [13]$$

Pontosabb becslést kapunk a

$$\sigma_x \left(\frac{B}{T} \right) \approx \sqrt{\frac{\sigma_B^2}{T^2} + \frac{\sigma_T^2 B^2}{T^4}} \left(\frac{1}{m} + \frac{1}{n} \right) / a_{B/T} \quad [14]$$

ill. B/B_0 ábrázolás esetén a

$$\sigma_x \left(\frac{B}{B_0} \right) \approx \sqrt{\frac{\sigma_B^2}{B_0^2} + \frac{\sigma_{B_0}^2 B^2}{B_0^4}} \left(\frac{1}{m} + \frac{1}{n} \right) / a_{B/B_0} \quad [15]$$

kifejezéssel. A két hiba négyzetének aránya

$$\frac{\sigma_x^2 \left(\frac{B}{T} \right)}{\sigma_x^2 \left(\frac{B}{B_0} \right)} = \frac{1 + B/T}{1 + B/B_0} < 1. \quad [16]$$

Tehát a B/T ábrázolás alapján kapott koncentráció σ_x hibája mindig kisebb, mint a B/B_0 szerinti. Ez abból ered, hogy a meghatározás hibáját a B_0 -al, ill. T -vel való leosztás esetén a meredekséget /érzékenységet/ növelő és az ordináta-irányu hibát növelő tényező együtt változik és a kettejük versengéséből az utóbbinak erősebb a hatása.

Szegedi Orvostudományi Egyetem Számítástechnikai Központ
és Szegedi Orvostudományi Egyetem I.sz. Belgyógyászati
Klinika

Alakfelismerési módszerek alkalmazása hasnyálmirigy gyulladás diagnosztizálására a STASYS rendszer segítségével

Boda Krisztina, Papp Ákos és Grácin Edit

Bevezetés

A SZOTE-n az orvosi kísérletek, felmérések adatainak biometriai, statisztikai feldolgozása 1976. óta a STASYS programrendszerrel történik R-10-es számítógépen. 1979-80-ban e rendszerbe a legismertebb alakfelismerési eljárásokat programoztuk be.

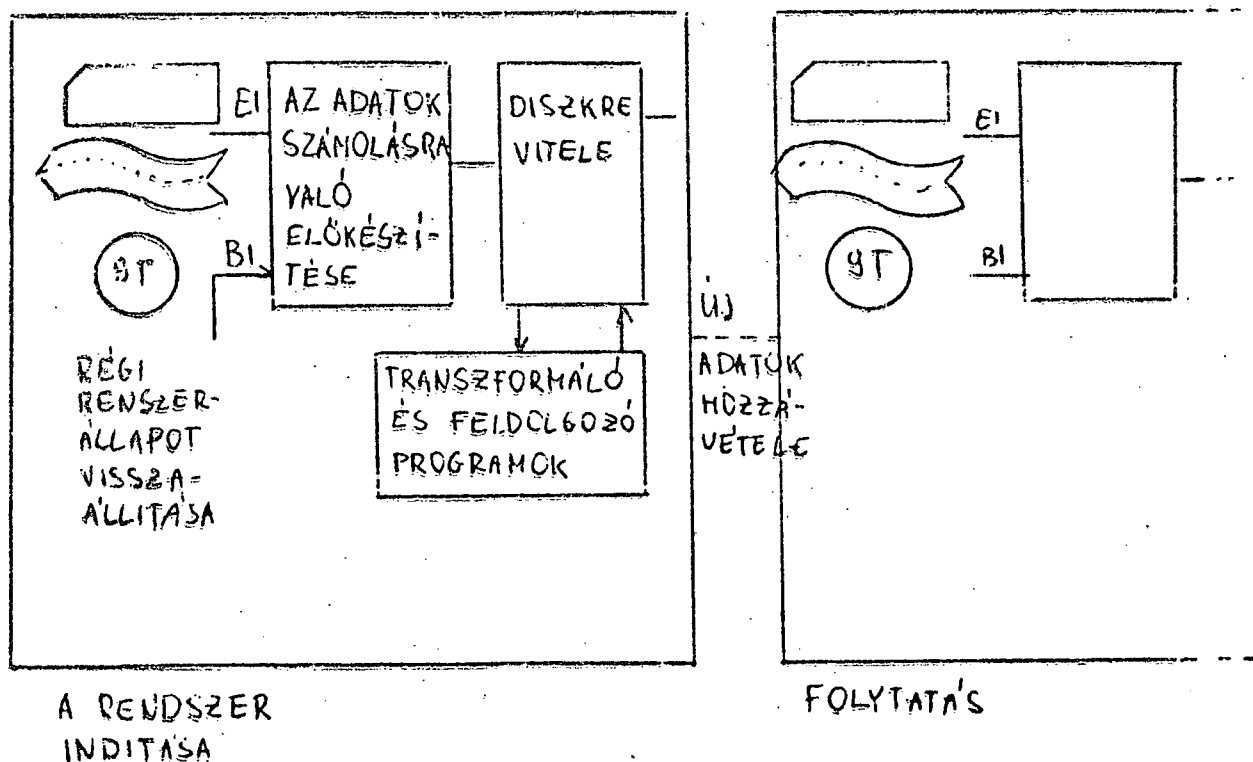
Munkánkban ismertetjük a rendszerbeillesztés problémáit, továbbá a programok diagnosztikai célú alkalmazását hasnyálmirigy gyulladásban szenvedő és kontroll esetek szétválasztására.

A STASYS rendszer főbb jellemzői

STASYS statisztikai programrendszert 1976-ban az orvosi kísérletek kiértékelésére, rutin statisztikai futtatások céljából hoztuk létre. Mivel a rendszert már több helyen (1), (2), (3) ismertettük, most csak a legfontosabb tulajdonságait sorolom fel.

A rendszer diszkorientált, azaz a feldolgozandó adatokat, a számításokhoz szükséges táblázatokat és részeredményeket jól adminisztrált formában a diszken tárolja. Alapegysége a változó hosszúságú vektor, amelyre a feldolgo-

zás előtt adott sorszámmal lehet hivatkozni. A STASYS maga egy futtató rendszer, erre épülnek az adatokat transzformáló programok és a statisztikai eljárások programjai. A futtató rendszer biztosítja az adatok egységes kezelését /azok mennyiségétől és formájától függetlenül/ és a programok automatikus indítását. Az adatok diszkrevitelét, egy rendszer-állapot mentését és visszaállítását egy rendszerprogram végzi /1. ábra/.



1. ábra

A rendszerben lehetőség van futó programból rendszerbeli program hívására, így fastrukturájú feladatok megoldására. Ezzel tudjuk biztosítani /- viszonylag kis memória kapacitás mellett -/ a statisztikai módszerek egymásra épülését, azt, hogy egyes eljárások önmagukban és egymással összefüggésben is élni tudjanak. A programok sorrendjét és pa-

ramétereinek megadását egy könnyen kezelhető *célnyelv* teszi egyszerűvé.

Alakfelismerő eljárások rendszerbe illesztése

Az utóbbi 4 év során a rendszer alkalmasnak bizonyult a Számítástechnikai Központba érkező sokrétű és mennyiségű statisztikai feldolgozás elvégzésére. Viszont egyre gyakrabban merültek fel olyan problémák, amelyekre pusztán a szokványos biometriaai módszerekkel nem lehetett megnyugtató megoldást adni, és amelyek döntési - osztályozási problémákkal voltak kapcsolatban.

Ismert, hogy az alakfelismerési módszerek egyik fontos alkalmazási területe az orvosi diagnosztika. A diagnosztikai kérdések felmerülésével szükségessé vált az alakfelismerési módszerek programjainak elkészítése. Ezeket a programokat is a rendszerbe illesztettük, ugyanis:

- a rendszerben az adatkezelés, filekezelés jól adminisztrált, megoldott;
- a programból programhívás alakfelismerési eljárásoknál is jól felhasználható;
- az alapstatisztikákat osztályozási problémák esetén is célszerű kiszámítani;
- az alap-probléma általában statisztikai természetűként merül fel.

Az alakfelismerési programokban egy vektort egy egyed, azaz. tanulásnál egy tanulópont koordinátáiként fogtuk fel /2. ábra/.

További adatkezelő és adatelőkészítő programok beiktatására is szükség volt, amelyek bizonyos mennyiségeket /pl. kovariancia mátrixokat/ számolnak ki és azt a lehetőséget biztosítják, hogy tetszőleges koordinátákat tartsunk meg az anyagból.

	1. koord.	2. koord.	...,n koord.	
1. egyed	X	X	...,X	1. vektor
2. egyed	X	X	...,X	2. vektor
	.	.	.	
	.	.	.	
	.	.	.	

2. ábra

Az un. tanítóval való tanulás egyes módszereit megvalósító programoknak a következő funkcióik vannak:

1. Döntésfüggvény készítése tanulópontok alapján;
2. Döntésfüggvény tesztelése teszhalmaz alapján;
3. Döntés kategória nélküli pontokról.

Az eddig beprogramozott módszerek a következők:

NN - Legközelebbi szomszéd
Sulypont módszer
Bayes döntésfüggvény
Lineáris diszkriminancia analízis
Committe Machine.

További terveinkben olyan algoritmusok programozása szerepel, amelyek viszonylag kis memória igényűek - általában iteratív vagy adaptív módszerek.

Éppen a kis memóriakapacitás miatt korlátozott a cluster algoritmusok beépítésének lehetősége. Jelenleg két nemhierarchikus cluster algoritmus és egy bináris változókkal dolgozó algoritmus assembly nyelvű programja él a rendszerben.

A módszerek gyakorlati alkalmazása hasnyálmirigy-betegség diagnosztizálására

Az alakfelismerési programokat hasnyálmirigy betegek adatain futtattuk le. A hasnyálmirigy gyulladás /pancreatitis/ diagnosztizálása sok laboratóriumi vizsgálatot igénylő feladat. Ebben a pancreas /hasnyálmirigy/ enzimek vizsgálata az egyik legfontosabb tényező. A többféle sejttípus és a pancreas-enzimek nonparallel szekréciója miatt egyes funkciók korábban károsodhatnak, miközben mások még normális értéket mutatnak. Ezért egyetlen pancreas-funkciós próba alapján a hasnyálmirigy működéséről biztos véleményt nem lehet alkotni, több tényező együttes értékelésére kell törekedni. Kézenfekvőnek látszik tehát az alakfelismerési módszerek alkalmazása.

Beteganyag

A kontroll csoport betegei egyéb, a hasnyálmiriggyel össze nem függő betegséggel ápoltt klinikai esetek voltak. A pancreatitises csoportban a betegség diagnózisát több megelőző orvosi vizsgálat biztosította. A vizsgálat első szakaszában a normálérték meghatározásához 77 biztosan nem pancreatitises kontroll eset adata állt rendelkezésre, a további statisztikai módszerekkel 70 beteg és újabb 67 kontroll eset vizsgálatát hajtottuk végre.

Módszer

A statisztikai analízishez 14 laboratóriumi paraméterből indultunk ki, melyeket a duodenum szondázással nyert anyagban a három fő pancreas enzim: a tripszin, lipáz, amiláz 3 x 10 perces frakciókban mért aktivitásából, továbbá a duodenum nedv térfogatából számoltuk a frakciók maximumát, átlagát és összegét véve alapul /1. táblázat/.

AMILÁZ

TRIPSZIN

LIPÁZ

Paraméter neve		Átlag	±SEM	P	Nörmál 2.5 %perc	érték 1 képl.
Átlagos aktivitás	IU/ml	99.81	±5.242	0.2272	39.4	38.9
Maximális aktivitás	IU/ml	141.60	±7.584	0.4952	58.5	53.4
Összegezett output	IU/30min	24835.0	±1724.939	0.021	8913.6	8660.9
Maximális output	IU/10min	15234.1	±1307.298	0.0006	5174.2	4611.6
Átlagos aktivitás	mIU/ml	521.82±23.043	0.7131	231.6	219.1	
Maximális aktivitás	mIU/ml	759.92±37.197	0.5574	300.7	289.1	
Összegezett output	IU/30min	120.59± 6.355	0.0084	49.4	45.4	
Maximális output	IU/10min	75.01± 5.242	0.0001	29.1	23.7	
Átlagos aktivitás	IU/ml	81.31 ± 2.87	0.0169	41.5	41.6	
Maximális aktivitás	IU/ml	107.81 ± 3.329	0.1356	66.0	61.0	
Összegezett output	IU/30min	17868.19 ± 753.807	0.9409	8792.6	7880.0	
Maximális output	IU/10min	10601.04 ± 548.262	0.0057	3728.0	3586.0	
Összegezett térfogat	ml/30min	229.22 ± 6.689	0.9409	141.0	131.0	
Maximális térfogat	ml/10min	127.90 ± 6.053	0.0001	68.0	57.0	

1.táblázat. Az alkalmazott paraméterek és 77 kontroll eset adataiból számított jellemzők.

Normálértékek meghatározása

A pancreas funkciós próbák eredményeiből az orvosnak el kell döntenie, hogy a lelet kórosnak vagy normálisnak tekinthető-e. Ezek az értékek mindig pozitív számok, és a kisebb értékek a kórosak.

Normálértéknek nevezzük azt a számot, amelynél kisebb érték kórosnak tekinthető, nagyobb vagy egyenlő pedig normálisnak. A normálértékeket általában valamely egészséges populációból származó minta alapján becsülik. Az irodalom szerint (5) szokásos gyakorlat az, hogy a mintának logaritmikus transzformáció utáni átlagából a kétszeres standard deviációt levonják:

$$N = \exp(\bar{y} - 2S_d) \quad /1/$$

ahol x_i $i = 1, \dots, n$ a mintaelemek, $y_i = \log x_i$, $\bar{y} = \frac{\sum y_i}{n}$

$$S_d = \sqrt{\frac{\sum (y_i - \bar{y})^2}{n - 1}}$$

Ez az eljárás lognormális eloszlás esetén indokolt.

Esetünkben 77 korábban vizsgált kontroll eset adata állt rendelkezésre a normálértéknek meghatározásához. A 14 paraméter eloszlását χ^2 próbával vizsgáltuk. Egyes esetekben normális, máskor lognormális, vagy még ferdebb volt az eloszlás, ezért a fenti eljárást nem tudtuk egységesen alkalmazni. Ezért minden paraméterre kiszámoltuk a 2.5 %-os percentilis értéket is, és normálérték helyett "normál bizonytalansági intervallumot" használtunk, amelynek két végpontja az /1/ képlet szerint számolt érték és a 2.5 %-os percentilis volt

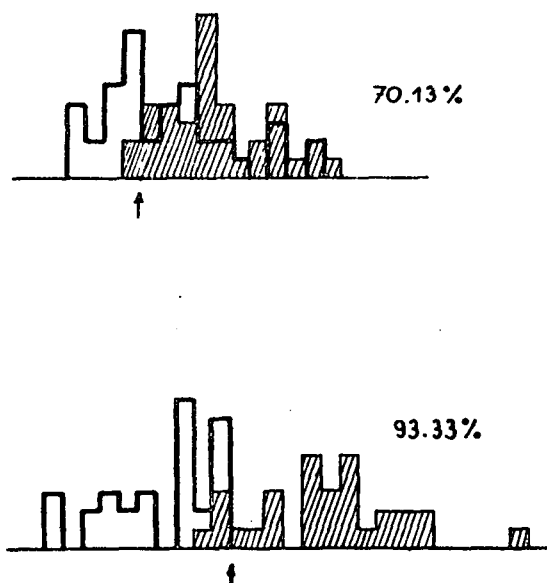
$$I: [\min(2.5 \% \text{ perc}, N), \max(2.5 \% \text{ perc.}, N)]$$

Az eloszlásvizsgálatból származó valószínűségeket és a normálértékeket az 1.sz. táblázat tartalmazza.

A normál és kóros beteganyag összehasonlítása

Korábbi hasonló témájú munkánkban a paraméterek átlagait Student-féle t-próbával, illetve Wilcoxon próbával hasonlítottuk össze (4). A különbség - bár esetenként szignifikáns volt, mégsem bizonyult eléggé meggyőzőnek.

Jelen vizsgálatunkban hisztogramokat készítettünk a kóros és normál esetek eloszlásáról annak elbirálására, hogy melyek azok a vizsgálatok, amelyeknél az eloszlások a legkevésbé fedik egymást. A hisztogramok összehasonlításakor általában 70-75 %-os elválasztás adódott /3a. ábra/.



3. a-b. ábra

Több paraméter együttes figyelembevételének igénye az alakfelismerési módszerekhez vezetett bennünket. Adatainkon a lineáris diszkriminancia analízist, a súlypont módszert és a legközelebbi szomszéd módszert futtattuk le. A tananyag 30-30, a tesztanyag 40-37 beteg, illetve kontroll

eset adataiból állt. A 3b. ábra a lineáris diszkriminancia függvénnnyel egy dimenzióba transzformált pontok eloszlását mutatja. Látható, hogy az átfedés sokkal kisebb, mint a 3a. ábrán. A három módszer eredményeit, mind a 14 paramétert egyszerre figyelembe véve a 2. táblázat foglalja össze. Az egész számok a táblázatban a helyes döntések számát jelentik, a legalsó sorban az összesetszám van feltüntetve. Kiszámítottuk a helyes döntések arányát az összesetszám %-ában is. A 14 koordinátát orvosi megfontolások alapján csökkentve, valamennyi esetben romlott a döntés biztonsága.

Megbeszélés

A három módszer közül a diszkriminancia analízis adta a legjobb eredményt.

A súlypont módszer - mivel az osztályonkénti szórást nem veszi figyelembe, kisebb hatásfoku; egyszerűsége miatt végeztük el, tájékoztató jelleggel.

A legközelebbi szomszéd módszerrel kapott kedvezőtlenebb eredmények véleményünk szerint azzal magyarázhatók, hogy programunk jelenleg még csak euklideszi távolsággal tud dolgozni, és elképzelhető, hogy más távolsággal jobb eredményt adna.

A lineáris diszkriminancia analízis alkalmazhatóságának feltétele az adatok normális eloszlása és a kovariancia mátrixok osztályonkénti megegyezése, ekkor a legkisebb hibájú döntést adja. Tudomásunk szerint Sarles (5) és munkatársai foglalkoztak a Fisher féle diszkriminancia analízis e témakörben való alkalmazhatóságával, azonban adataik ferde eloszlása miatt nem tartották adekvát módszernek. Kétségtelenül a mi vizsgálatainkban is zavaró volt a ferde eloszlás, mégis kísérletet tettünk a lineáris diszkriminancia analízis segítségével való diagnosztizálásra. Ugyanis

H e l y e s d ö n t é s

M ó d s z e r	Tananyag				Tesztanyag			
	Kontroll	Pancr.	Össz.	%	Kontroll	Pancr.	Össz.	%
Diszkriminancia Analizis	26	30	56	93.33	35	36	71	92.2
Legközelebbi szomszéd	23	25	58	80.00	36	26	62	80.52
Súlypont	24	29	53	88.33	35	31	66	85.71
<u>Összes esetszám:</u>	30	30	60		37	40	77	

2. táblázat. Az osztályozás eredménye három módszerrel 14 paraméter figyelembevételével.

1. van a módszernek egy eloszlásmentes megfogalmazása, amely szerint Fisher féle diszkriminancia függvény egy optimalitási krétériumnak eleget tevő transzformáció (6). /A hibájáról ekkor semmit sem tudunk mondani./

2. Találtunk olyan tanulmányt (7) e témakörben, amely a lineáris diszkriminancia sikeres alkalmazásáról számol be, és az eloszlás kérdésével nem foglalkozik.

3. A tesztalmazon is igen jó a helyes döntések aránya.

Külön előnye alineáris diszkriminancia analízis gyakorlatban való alkalmazásának, hogy a tünetek ismeretében kis kézi számológépen kiszámítható az értéke.

A lineáris diszkriminancia analízissel nyert eredmények lehetőséget adnak arra, hogy az orvosi diagnózist - főleg vitatott esetekben - a döntésfüggvény értékének kiszámításával alátámasszuk.

Irodalomjegyzék

- (1) Szerényi L., Kasza F., Stéhlikné Boda K., Győri I., Forczek E.: Adatfeldolgozás céljait szolgáló programrendszer R-10-es számítógépre, különös tekintettel a biometriai feldolgozásokra. NJSZT 7. Kollokvium, Szeged, 1976. 123-130.
- (2) Győri I., Kasza F., Szerényi L.: Vektorstrukturájú adatok feldolgozó programjainak futtató rendszere. VIDEOTON Software Tájékoztató, 1977. 1-2. 29-31.
- (3) Boda K., Forczek E., Győri I.: R-10-es számítógépre készült statisztikai programrendszer. VIDEOTON Software Tájékoztató, 1980/1. 33-36.

- (4) Pap Á., Berger Z., Varró V.: Összehasonlító vizsgálá-
tok secretin-pancreozymin és Lundh próbával.
Orvosi Hetilap, 1980.
- (5) Sarles, H., Salem, E., Cros, R., Figarella, C.:
Exploration pancréatique par tubage. Acta
gastro-ent. belg. 33, 303-318., 1970.
- (6) Kendall, M., Stuart, A.: The Advanced Theory of
Statistics Vol. 3. Charles Griffin and
Company Ltd. London, 1976.
- (7) Aparisi, L., Rodrigo, J., Montes, F., Bel, J., Guie,
J., Serra, M., Bixquerol, M., Wassel, A.:
Application of linear discriminatory analysis
to determine the diagnostic value of fecal
chymotrypsin. In European Pancreatic Club 12
th Meeting, Copenhagen, Denmark, 11-13., oct.
1979.

SZOTE Számítástechnikai Központ, Élettani Intézet

Egyszerű számítástechnikai módszerek intenzív osztályon fekvő betegek EEG-jének jellemzésére

Őri Zsolt és Rubicsek György

A SZOTE Élettani Intézet, Idegklinika, az Intenzív Osztály és a Számítástechnikai Központ munkatársaiból alakult munkacsoportunk feladata, hogy súlyos állapotban levő betegek EEG monitorozására alkalmas módszereket dolgozzon ki. Előadásunk célja az irodalomban közölt módszerek áttekintése és az egyszerű EEG kiértékelő módszerek használhatóságának bemutatása.

Az EEG monitorozás lényege az agyi elektromos aktivitás változásainak nyomonkövetése (1). A fontosabb jelentések közé tartozik még: megfigyelés, őrzés, regisztrálás, folyamatos mérés, dokumentálás, riasztás, az állapot rosszabbodása esetén figyelmeztető jelzés. Az EEG monitorozásnak szerepe lehet a beteg állapotának előrejelzésében és a megelőzésben (2), (3). Munkacsoportunk ezt a feladatot több lépcsőben és csak speciális területeken próbálja megoldani.

Az EEG monitorozási módszereket a nemzetközi irodalom áttekintése alapján három nagy csoportba soroltuk:

I. Egyszerű EEG kiértékelő módszerek.

- amplitudo, és periódus analízis (4)
- Hjorth paraméterek (5)

II. Frekvenciatartománybeli módszerek

- Compressed Spectral Array (6)
- szűrés speciális karakterisztikájú szűrőkkel (3)

III. Frekvencia és időtartománybeli módszereket felhasználó EEG monitorozó berendezések

- Cerebral Function Monitor (2)
- Cerebral Function Analysing Monitor (2)
- Fourier és Berg Fourier analizátor (7)

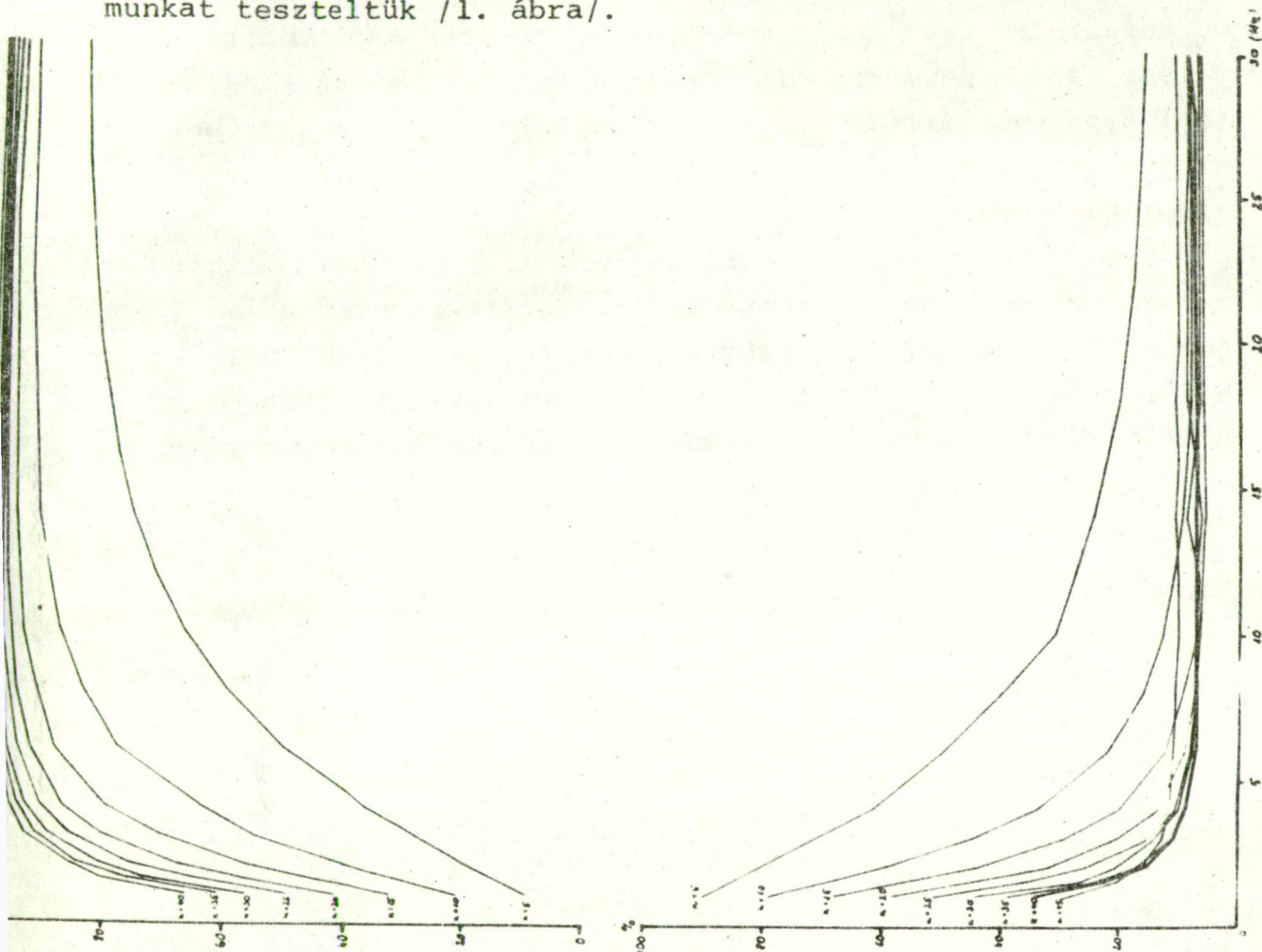
Jelen munkánkban az I. osztályba tartozó módszerek alkalmazását és bővítésének lehetőségeit mutatjuk be.

A programok tervezésénél úgy jártunk el, hogy az egyszerű módszerekkel kapcsolatos igényeket minél teljesebben ki tudjuk elégíteni. A kiértékelésnél két fázis különböztethető meg. Az egyik az on-line is működtethető négy csatornás adattömörítő program, amely a redukált adatok diszkrét tárolásán kívül bizonyos paraméterek szakaszonkénti értékének kiszámítását és kívánt módon történő megjelenítését is lehetővé teszi. A redukált adatok további elemzése off-line történhet. Az adatredukálás lényege, hogy a vizsgált szakaszból - ezek hossza tetszőlegesen választható - Hjorth paramétereket számolunk. (9), (10), valamint az EEG-t zero-crossing figyelembevételével félhullámokra bontjuk. A félhullámokat amplitudójukkal, hullámhosszukkal és félhullám alatti területükkel jellemezzük. Ez utóbbi adatok, valamint a Hjorth paraméterek kerülnek eltárolásra. Bár az általunk alkalmazott félhullámokra bontás a szuperponálódott hullámokat nem tudja elkülöníteni, ez az egyszerűsítés az EEG monitorozás szempontjából nem tűnik lényegesnek (4). Az alapvonal stabilitása ennél az eljárásnál különösen fontos, ezért egy egyszerű digitális aluláteresztő szűrőt használunk az alapvonal számításához (8) és ezt az eredeti görbéből levonjuk. A digitális szűrő:

$$y(k) = \frac{x(k)}{N} + \frac{N-1}{N} y(k-1)$$

ahol $x(i)$ ($i=1,2,\dots$) mintapontok
 $y(i)$ ($i=1,2,\dots$) az alapvonal pontjai
 N szűrőparaméter.

Ezen egyszerű szűrőalgoritmus felhasználhatóságának demonstrálására és a szűrőparaméter optimális választására programokat teszteltük /1. ábra/.



1. ábra

Az alapvonal-korrigáló algoritmus tesztelése

Az alapvonal ingadozásának tekinthető 0,5 Hz-es és EEG frekvenciájú /1-30 Hz/ szinusz összegfüggvényét felhasználva vizsgáltuk, hogy az alapvonal korrigáló algoritmus különböző szűrőparaméterek esetén mennyire adja vissza a választott EEG frekvenciájú szinusz hullám amplitudóját. Az alapvonal korrigálása után nyert amplitudók átlagának és az e-

eredeti EEG frekvenciájú szinusz amplitudójának arányát százalékban kifejezve különböző szűrőparaméterek esetén az első ábra felső grafikonja mutatja. Az eredeti amplitudótól való átlagos négyzetes eltérés az alapvonal korrigálása utáni amplitudó értékek szórására ad információt. Ez utóbbi az eredeti amplitudóhoz viszonyítva százalékban az 1. ábra alsó grafikonján látható.

250 Hz-es mintavételezés esetén, mint az ábrán látható $N = 40$ szűrőparaméterrel tudtuk az EEG frekvenciákat legjobban rekonstruálni. A Hjorth paramétereket az EEG nullvonal metszésekből, valamint az extremumok és inflexiós pontok számából becsüljük (9) alapján. Ezen becslések helyesége nulla középértékű Gaus folyamatokra érvényes, melyet az EEG-ről felteszünk.

A Hjorth paraméterek definíciója:

aktivitás σ_0

mobilitás σ_1 / σ_0

komplexitás $[\sigma_2^2 / \sigma_1^2 - \sigma_1^2 / \sigma_0^2]^{1/2}$

ahol

$$\sigma_n^2 = \frac{1}{T} \int_{t-T}^t f^{(n)}(t) dt = \int_{-\infty}^{+\infty} \omega^{2n} S(\omega) d\omega = m_{2n}$$

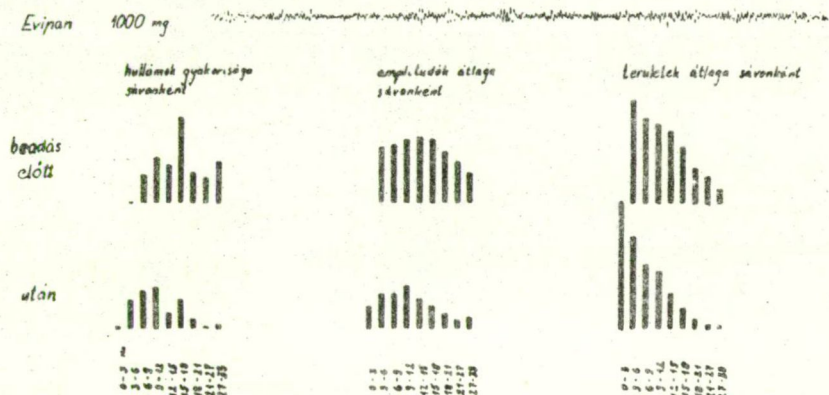
$f^{(n)}(t)$ az $f(t)$ függvény n -dik deriváltja

σ_n $f^{(n)}(t)$ varianciája

$S(\omega)$ teljesítmény sűrűség spektrum

m_n $S(\omega)$ n -dik momentuma

A félhullámok paramétereire redukált EEG megtartja a leglényegesebb információkat, viszont a tárolandó adatok mennyisége jelentősen lecsökken. Ezen adatok birtokában mód van tetszőleges hisztogramok készítésére, illetve különböző paraméterek számítására a felhasználó kívánsága szerint. A fenti módszereket egy intenzív osztályon fekvő foszfát-észter mérgezett beteg gyógyszeres kezelése közben felvett EEG-n mutatjuk be. A különböző paraméterek kiértékelésére 8 másodperces szakaszokat vettünk alapul.

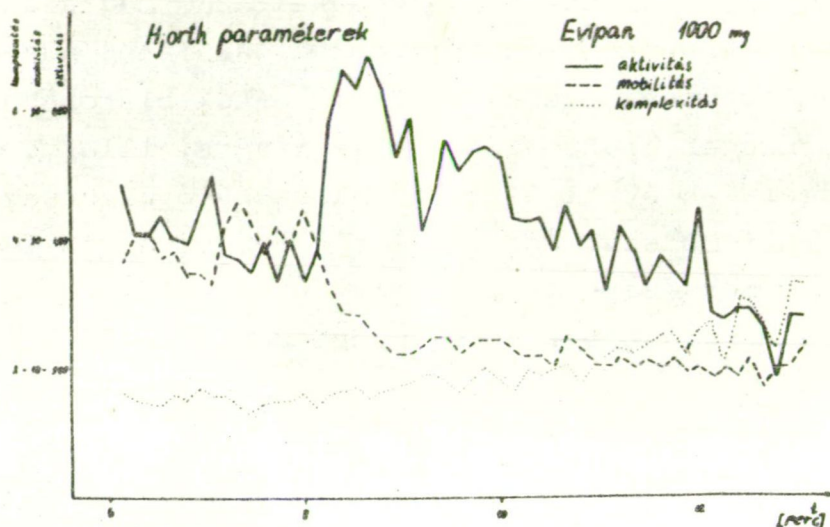


2. ábra

Különböző hisztogramok Evipan beadás előtt és után

A 2. ábrán Evipan beadás előtti és utáni EEG szakaszból számolt különböző hisztogramok láthatók. Ezek az egyes frekvenciasávokba eső félhullámok gyakoriságát, átlag amplitudóját és átlag területét mutatják.

A Hjorth paraméterek változását láthatjuk a 3. ábrán a gyógyszer hatásának kifejlődése során. A nagyfrekvenciás alacsony amplitudóju alapaktivitáshoz a szer beadására alacsony frekvenciás nagy amplitudóju hullámok társulnak, amelyek amplitudója később csökken. Ebben a periódusban a hullámformák eloszlása dysrhythmia képét mutatja. A folyamatot végig kísérhetjük bizonyos frekvenciasávokban előforduló

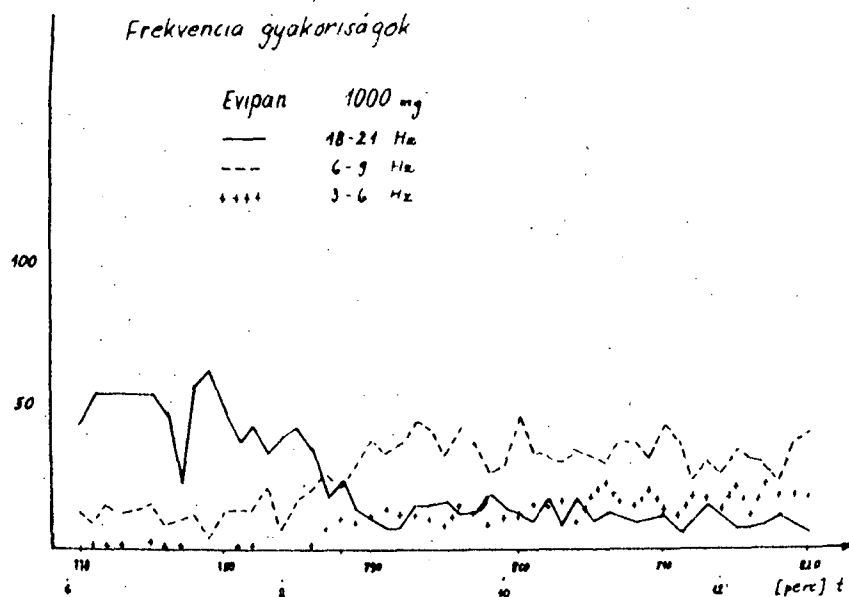


3. ábra

A Hjorth paraméterek változása az Evipán hatásának kifejlődése során. A szer beadása a 7. percben történt.

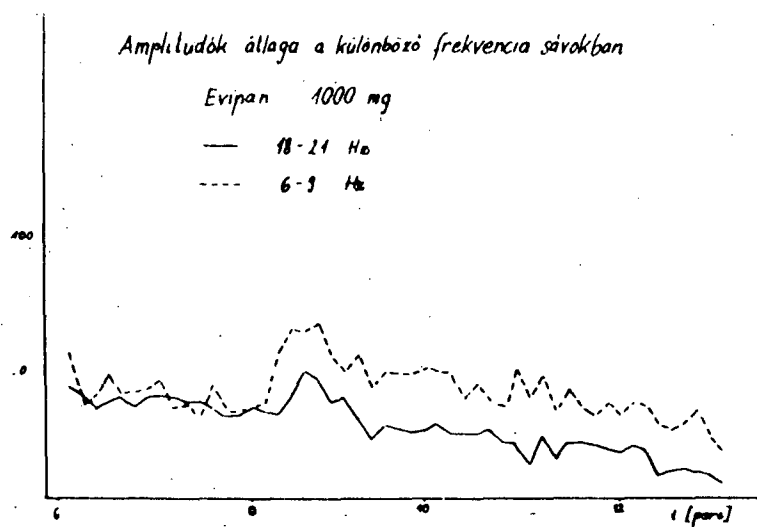
hullámgyakoriságok /4. ábra/, amplitudóátlagok /5. ábra/ és területátlagok alakulásával /6. ábra/. Szemléletesen tükrözi egy EEG szakasz hullámösszetételét az amplitudó-hullámhossz koordinátájú pontok gyakoriságát bemutató 7. ábra.

Összefoglalva elmondhatjuk, hogy programjaink felhasználhatók EEG monitorozásra, mivel az EEG-ben történő változások kívánt szempontok szerinti nyomonkövetése lehetséges, illetve a módszer egyszerűségénél fogva több csatornás online feldolgozásra alkalmas.



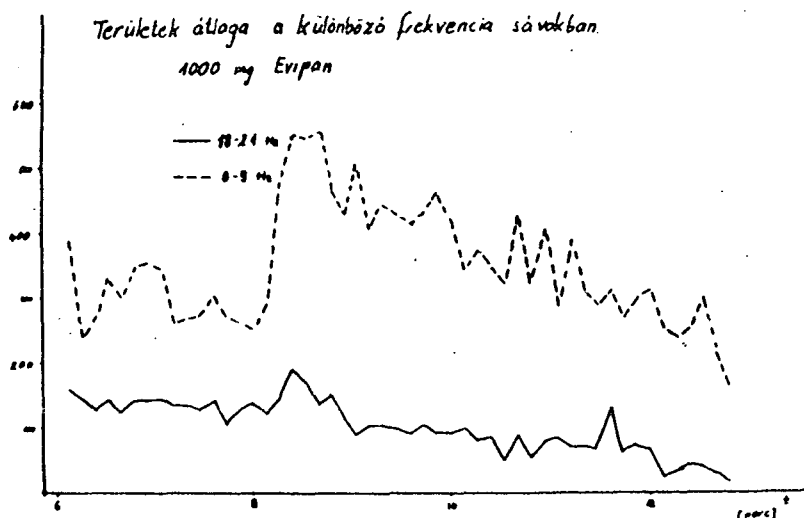
4. ábra

Az egyes frekvencia sávokba eső félhullámok abszolút gyakorisága



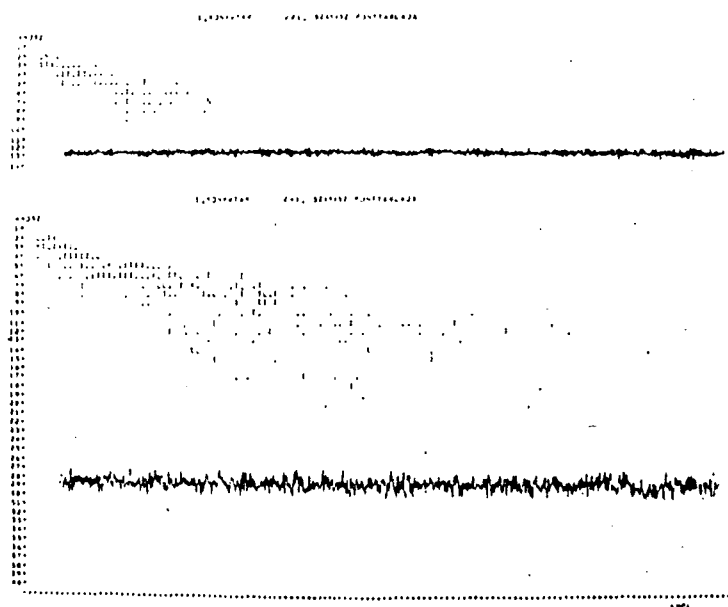
5. ábra

Az egyes frekvencia sávokba eső félhullámok átlag amplitudója



6. ábra

Az egyes hullámsávokba eső félhullámok alatti területek
átlaga



7. ábra

Althesin beadás előtt /felső/ és után /alsó/ a hullámösszetétel ábrázolása. Az amplitúdó és hullámhossz koordinátájú pontok gyakoriságát különböző karakterekkel /., I, L, X, */ jelöltük. Az öt fokozat közül a * jelöli a legnagyobb gyakoriságú pontot. A többi arányosan kisebb gyakoriságot jelöl.

Irodalomjegyzék

- (1) G.H. Glaser Ed.; Metabolic, Endocrine and Toxin Diseases, vol. 15., part C, Handbook of Electroencephalography and clinical Neurophysiology /A.Remond, Editor-in-Chief/ Amsterdam, The Netherlands: Elsevier, 1976, pp. 5-15.
- (2) Pamela F. Prior, Monitoring Cerebral Function Elsevier/North-Holland, Amsterdam, New York, Oxford, 1979.
- (3) John S. Barlow and Janet Dubinsky, Some Computer Approaches to Continuous Automatic Clinical EEG Monitoring, Quantitative Analytic Studies in Epilepsy. Ed. P. Kellaway and I. Petersen. Raven Press, New York 1976, pp. 309-327.
- (4) R.N. Harner, Computer Analysis and Clinical EEG Interpretation-Perspective and Application, in CEAN - Computerised EEG Analysis, G. Dolce and H. Künkel, Eds. Stuttgart, Germany: Fischer, 1975, pp. 337-343.
- (5) B. Hjorth, Analysis Based on Time Domain Properties, Electroenceph. Clin. Neurophysiol., 1970. 29: 306-310.
- (6) R.G. Bickford, Computer Analysis of Background Activity, in EEG Informatics. A Didactic Review of Methods and Applications of EEG Data Processing, A. Remond, Ed. Amsterdam, The Netherlands: Elsevier/North Holland, 1977, pp. 215-232.
- (7) G. Sciaretta, P. Erculiani, Introduction to EEG Spectral Analysis. From the 2nd Theoretic-

-practical Cours on: Evoked Potentials and EEG Quantitative Analysis, Turin, October, 1977.

- (8) D. Burger, Analysis of Electrophysiological Signals: a Comparative Study of Two Algorithms. Comput. Biomed. Res. 13, 73-86, 1980.
- (9) Frequency and Correlation Analysis, vol. 5, part A. M. Matousek. Ed., of Handbook of Electroencephalography and Clinical Neurophysiology /A.Remond, Editor-in-Chief/ Amsterdam, The Netherlands: Elsevier, 1973, pp. 5-15.
- (10) B. Hjorth, Time Domain Descriptors and Their Relation to a Particular Model for Generation of EEG Activity, in CEAN-Computerised EEG Analysis, G. Dolce and H. Künkel, Eds. Stuttgart Germany: Fischer, 1975, pp. 1-8.

Szegedi Orvostudományi Egyetem Számítástechnikai Központ

Rekeszrendszerek strukturális identifikálhatósági problémájának egy algebrai megközelítése

Győri István, Lehoczky András és Eller József

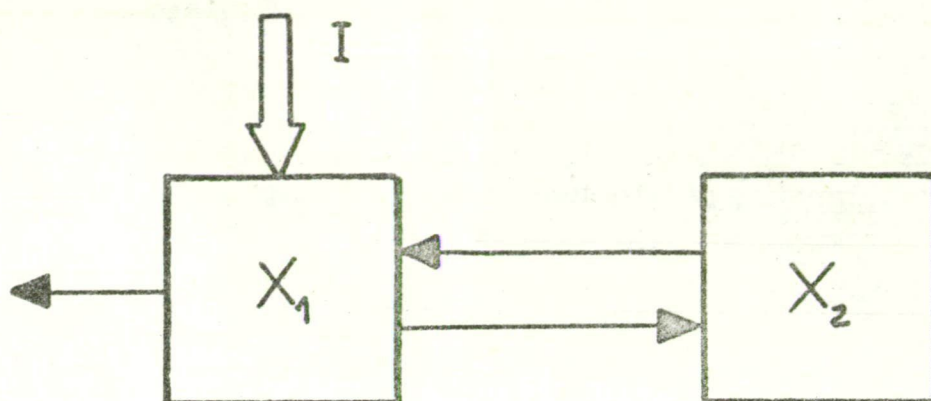
A matematikai rekeszmodelleket egyre gyakrabban és egyre szélesebb körben használják kutatási problémákban, - az élő szervezetben bizonyos anyagok eloszlásának vizsgálatában, kémiai, biokémiai kutatásokban -, illetve a klinikai diagnózis felállításánál és a klinikai farmakológiában.

A rekeszmodellek alkalmazása számos matematikai és számítástechnikai problémát vet fel, melyek közül az un. strukturális identifikálhatóság kérdésével foglalkozunk. Ezt a fogalmat 1970-ben Bellman és Aström vezette be (1), és az eltelt tíz év alatt dolgozatok tömege /lásd pl. (2), (3)/ foglalkozott ezzel a kérdéssel. Négy évvel ezelőtt a kollokviumon is elhangzott egy előadás (6), amelyben Vajda Sándor tárgyalta a strukturális identifikálhatóság néhány kérdését.

A rekeszmodellek szokásos ábrázolását az intravénás gyógyszerkinetikai modellen mutatjuk be /1. ábra/.

A vérbe X_1 rekesz/ juttatott gyógyszer /I/ egyik része eljut a vizsgált szervbe X_2 rekesz/, másik része pedig távozik a szervezetből. A nyilak mentén áramlik az anyag az úgynevezett relatív transzport-együtthatók által meghatározott sebesség szerint.

A rendszer alkalmazása szempontjából alapvető probléma a transzport-együtthatók numerikus értékének meghatározása a mérési eredmények alapján. Ahhoz, hogy mérési hibákkal terhelt adatokból a kérdéses paramétereket becsülni tudjuk, al-



1. ábra

kalkulácson kell megtervezni a mérés-elrendezést.

Ennek illusztrálására tekintsük a két osztott inputtal rendelkező kétrekeszes modellt /2. ábra/, melynek egyenletei a következők:

$$\dot{x}_1 = -(a_{01} + a_{21})x_1 + a_{12}x_2 + b_{11}I_1 + b_{12}I_2$$

$$\dot{x}_2 = a_{21}x_1 - (a_{02} + a_{12})x_2 + (1 - b_{11})I_1 + (1 - b_{12})I_2$$

/1/

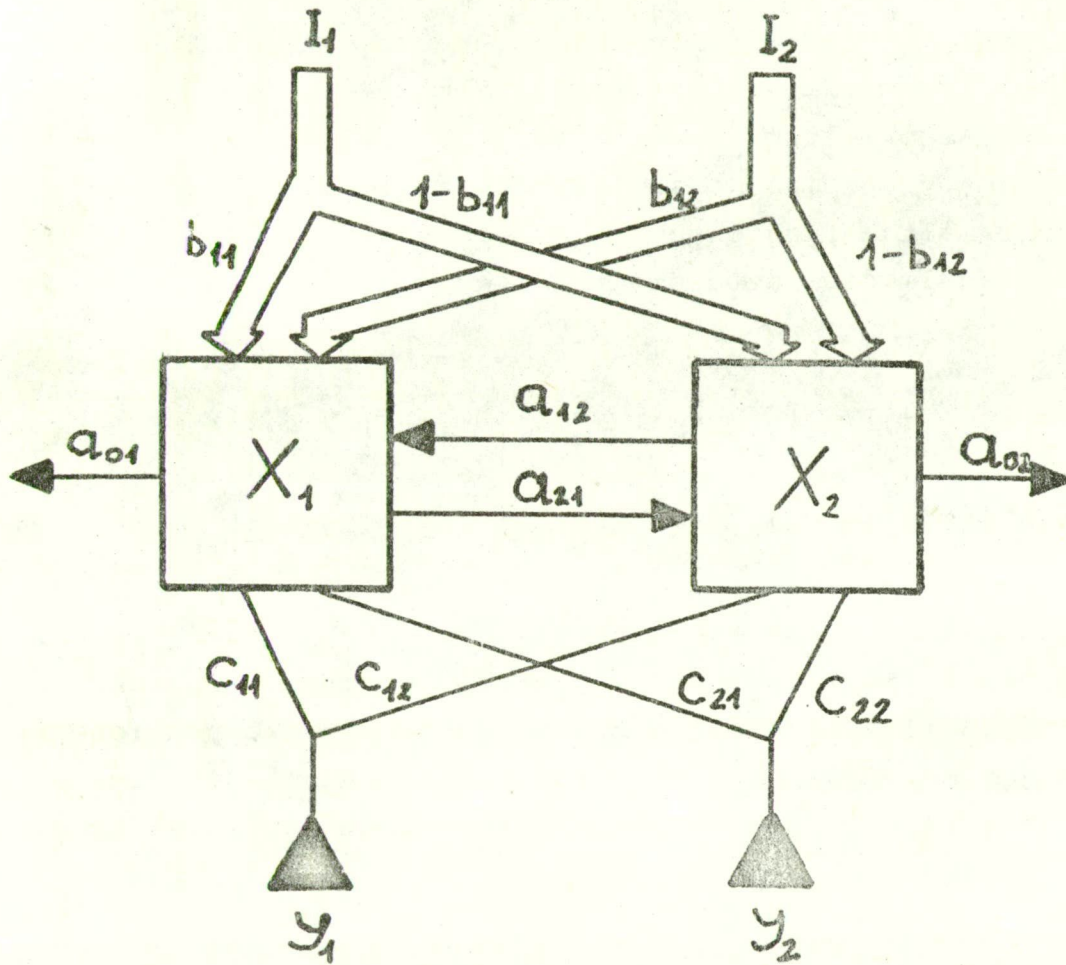
$$y_1 = c_{11}x_1 + c_{12}x_2$$

$$y_2 = c_{21}x_1 + c_{22}x_2$$

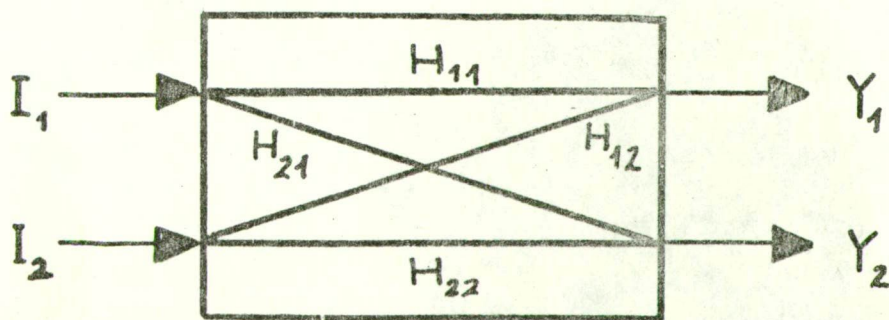
A 2. ábrán látható, két inputtal I_1 és I_2 és két outputtal y_1 és y_2 rendelkező rekeszrendszer ekvivalens egy lineáris szabályozási rendszerrel /3. ábra/, melynek átviteli függvényei az alábbiak:

$$H_{ij}(s) = \frac{(c_{i1}b_{1j} + c_{i2}(1 - b_{1j}))s + c_{i1}(b_{1j}a_{02} + a_{12}) + c_{i2}((1 - b_{1j})a_{01} + a_{21})}{s^2 + (a_{01} + a_{02} + a_{12} + a_{21})s + a_{01}a_{02} + a_{01}a_{12} + a_{02}a_{21}} \quad /2/$$

$$(1 \leq i, j \leq 2)$$



2. ábra



Itt a $H_{ij}(S)$ átviteli függvényt úgy nyertük, hogy az /1/ differenciálegyenletrendszer mindkét oldalát Laplace-transzformáltuk, és kifejeztük belőle az x_1 és x_2 , ill. y_1 és y_2 Laplace transzformáltját I_1 és I_2 Laplace transzformáltja függvényében. A feladat ilyen módon történő átfogalmazása azt jelenti, hogy a 3. ábrán felrajzolt

$$\begin{bmatrix} L[y_1](S) \\ L[y_2](S) \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} H_{11}(S) & H_{12}(S) \\ H_{21}(S) & H_{22}(S) \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} L[I_1](S) \\ L[I_2](S) \end{bmatrix} \quad /3/$$

szabályozási rendszert, és a vele ekvivalens rekeszrendszer a $H_{ij}(S)$ függvények egyértelműen meghatározzák.

Igy Bellman és Aström nyomán a következőképpen fogalmazhatjuk meg a strukturális identifikálhatóság fogalmát.

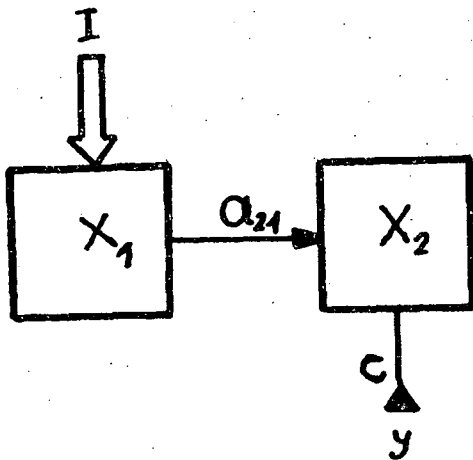
Tegyük fel, hogy ismert inputhoz pontosan ismerjük az outputot is, azaz meg tudjuk határozni a $H_{ij}(S)$ függvényeket, melyek alakja:

$$H_{ij}(S) = \frac{\alpha_{ij}S + \beta_{ij}}{S^2 + \gamma_1 S + \gamma_0} \quad (1 \leq i, j \leq 2) \quad /4/$$

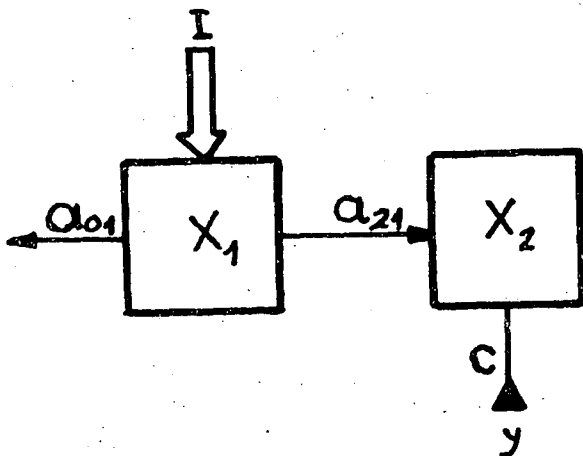
A rekeszrendszer együtthatóira az eddigiek alapján teljesülni kell a következő egyenleteknek: $(1 \leq i, j \leq 2)$

$$\begin{aligned} c_{i1}b_{1j} + c_{i2}(1-b_{1j}) &= \alpha_{ij} \\ c_{i1}(b_{1j}a_{02} + a_{12}) + c_{i2}((1-b_{1j})a_{01} + a_{21}) &= \beta_{ij} \\ a_{01} + a_{02} + a_{12} + a_{21} &= \gamma_1 \\ a_{01}a_{02} + a_{01}a_{12} + a_{02}a_{21} &= \gamma_0 \end{aligned} \quad /5/$$

Definíció: Ha az /5/ egyenleteknek tetszőleges ismert α_{ij} , β_{ij} , γ_1 , γ_0 esetén csak véges sok megoldása van, akkor a rendszert *strukturálisan identifikálhatónak* nevezzük.



$$\begin{aligned} c \cdot a_{21} &= \text{ism}_1 \\ a_{21} &= \text{ism}_2 \end{aligned}$$



$$\begin{aligned} c \cdot a_{21} &= \text{ism}_1 \\ a_{01} + a_{21} &= \text{ism}_2 \end{aligned}$$

4. ábra

Tekintsünk két egyszerű példát. A 4a. ábrán látható rekeszrendszer ismeretlen c , a_{21} paramétereire általános esetben két, független egyenletből álló egyenletrendszert kapunk, mely egyértelműen megoldható, ezért a rendszer *identifikálható*. Ezzel szemben a 4b. ábrán felrajzolt rekeszrendszer strukturálisan *nem identifikálható*, mivel a

két egyenletből álló egyenletrendszer három ismeretlent tartalmaz, s így végtelen sok megoldása van.

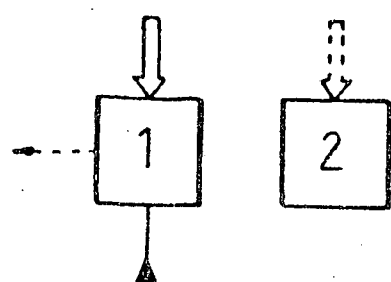
Az identifikálhatóság kérdésének tanulmányozására több számítógépes program készült /pl. (2)/, amelyekben a szerzők valamilyen numerikus eljárás felhasználásával állapítják meg, hogy a rendszer identifikálható-e.

A mi elképzelésünk az volt, hogy egy, az általános alakban felírt polinomokkal formálisan számoló program kialakításában és használatában szerezzünk tapasztalatot. A nemlineáris algebrai egyenletrendszerek elméletéből ismert, hogy egy algebrai egyenletrendszernek biztosan nincs végtelen sok különböző megoldása, ha a rendszerhez tartozó Jacobi mátrix rangja nem kisebb, mint az ismeretlenek száma. Így az identifikálhatóság kérdését visszavezettük az /5/ bal oldalán álló polinomrendszerhez tartozó Jacobi mátrix rangjának kiszámítására.

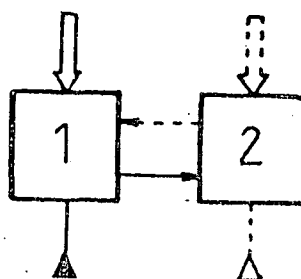
Az általunk kifejlesztett program a polinomokkal történő formális számolás útján, Gauss-elimináció segítségével határozza meg a Jacobi mátrix rangját. A program R-10 számítógépre készült CDL nyelven. Jelenleg tetszőleges számú osztott inputtal rendelkező kétrekeszes modellek strukturális identifikálhatóságának eldöntésére nyújt lehetőséget úgy, hogy a rendszerben található bizonyos paramétereknek előre rögzített számértéke is lehet.

Tapasztalataink szerint a program általánosítását több rekesz esetére nehezíti, hogy a memóriaterület korlátozott. Ugyanis a Gauss-eliminációt formálisan végezve több változó esetén a polinomokban szereplő tagok száma rohamosan nő. Így a jelenlegi program nagyobb rekeszszámok esetén csak egyszerűbb konfigurációk /pl. körök/ vizsgálatánál alkalmazható.

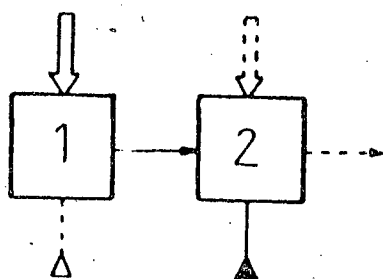
Programunkat lefuttattuk azokra a kétrekeszes, maximum két inputot és két mérést tartalmazó modellekre, melyekre az alábbi kikötések teljesülnek:



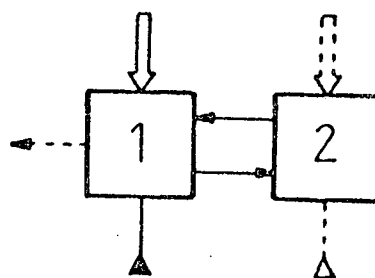
a.



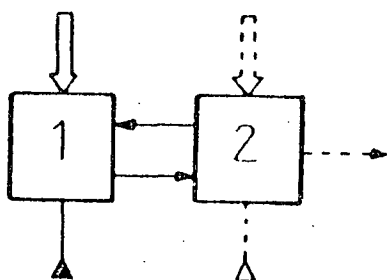
b.



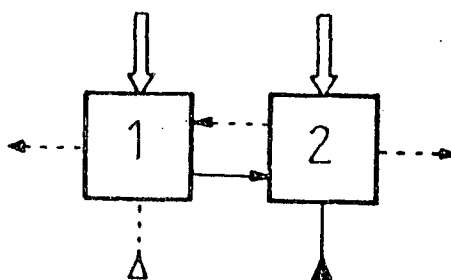
c.



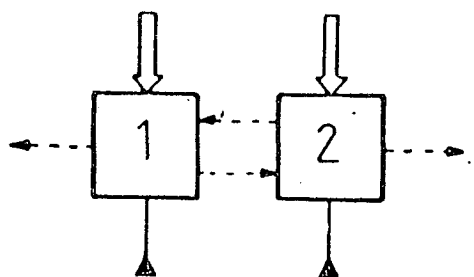
d.



e.



f.



g.

5. ábra

$$b_{11} = 1, \quad b_{12} = 0, \quad c_{12} = 0, \quad c_{21} = 0. \quad /6/$$

A /6/-ban nem szereplő paraméterek értéke egymástól függetlenül vagy 0, vagy ismeretlen.

Az így kapott, szimmetriától eltekintve 80 különböző mérési elrendezés közül 31 identifikálható. Az utóbbiakat megpróbáltuk valamilyen könnyen áttekinthető módon csoportosítani. Ehhez felhasználtuk a rendelkezésünkre álló AQVAL nevű programot (5), amely alakfelismerési feladatok matematikai logikai uton való megoldására készült. Az identifikálható mérési elrendezések az 5. ábrán látható 7 csoport valamelyikébe sorolhatók.

Az 5. ábrán folytonos vonal jelöli azokat a paramétereket, amelyek értéke ismeretlen, a /2. ábrához képest/ hiányzó nyilaknak megfelelő paraméterek értéke 0, a szaggatott vonallal jelzett paraméterek értéke pedig közömbös.

Az 5. ábrán az a/ - g/ esetek mindegyike egy logikai szabállyal jellemezhető. Pl. az f/ típus azt jelenti, hogy ha $b_{11} = 1$, $b_{12} = 0$, $c_{21} = 0$, valamint c_{22} és a_{21} értéke ismeretlen /nem 0/, akkor a rendszer identifikálható.

Irodalomjegyzék

- (1) Bellman, R., Aström, K.J.: On structural identifiability. Math. Biosci. 7:329-339, 1970.
- (2) Cobelli, C., Polo, A., Romanin-Jacur, G.: A computer program for the analysis of controllability, observability and structural identifiability of biological compartmental systems. Computer Programs in Biomedicine 7: 21-36, 1977.

- (3) Cobelli, C., Romanin-Jacur, G.: On the structural identifiability of biological compartmental systems in a general input-output configuration. *Math. Biosci.* 30: 139-151, 1976.
- (4) Jacquez, J.A.: *Compartmental Analysis in Biology and Medicine*. Elsevier, Amsterdam, 1972.
- (5) Michalski, R.S.: AQVAL/1 - Computer implementation of a variable-valued logic system and the application to pattern recognition. *Proc. 1st Internat. Joint Conf. on Pattern Recognition*, Washington, D.C., Oct. 30-Nov. 1, 1973.
- (6) Vajda S., Deutsch T.: Farmakokinetikai modellek identifikálhatóságának egy szükséges feltétele. *NJSZT 7. Kollokvium*, Szeged, 1976, 63-74.

Szegedi Orvostudományi Egyetem Számítástechnikai
Központ és Semmelweis Orvostudományi Egyetem Szá-
mitástechnikai Csoport

Nemlineáris paraméterbecslés dinamikus biológiai rendszerek
modellezése során - I: paraméterbecslő eljárások és a modell
-illeszkedés statisztikai elemzése

Eller József, Győri István és Magyar Gábor

Bevezetés

Matematikai modellek alkalmazása az orvosi biológiában két fontos célt szolgálhat. Az egyik hipotetikus modellek konstruálása és tesztelése megfigyelt adatokhoz való illesztés útján. Amennyiben egy modell jól magyarázza a mérési adatokat, jól "illeszkedik" hozzájuk, úgy elfogadható az illető biológiai jelenség leírására. Másik fontos cél lehet már elfogadott, jól bevált modellek biológiailag fontos paramétereinek becslése a megfigyelési adatok alapján. Ez utóbbira számos példát szolgáltat pl. a gyógyszerkinetika /lásd (14)/.

Célunk az volt, hogy a biológiában gyakran vizsgált, időben lezajló dinamikus folyamatok matematikai modelljeinek illesztésére, paraméterbecslésére és az illeszkedés és a becsült paraméterek jóságának eldöntésére jól használható számítástechnikai eljárást dolgozzunk ki. E cél érdekében a programot a BMDP-77 statisztikai programrendszer (3) keretein belül implementáltuk, a BMDP3R nemlineáris regressziós program továbbfejlesztéseként. E rendszer vezérlőnyelve lehetővé teszi változatos méretű és paraméterezésű feladatok

egyszerű leírását. A BMDP3R program paraméterezését olyan paramétermegadási lehetőségekkel bővítettük ki, amely lehetővé teszi a különböző dinamikus modellek egyszerű megadását a program számára.

Az időben lejátszódó, dinamikus jelenségek kvantitatív leírása során rendszerint differenciálegyenletekből indulunk ki. Egyszerűbb esetekben a differenciálegyenletek analitikus megoldása is rendelkezésünkre áll. Például ismert (5), hogy a biológiai kompartment-rendszerek leírására leggyakrabban használt lineáris állandóegyütthetős differenciálegyenletek megoldása általában előáll exponenciális tagok összegeként. Azonban az exponenciálisok illesztésével szemben a modell-differenciálegyenletek megoldásának - a differenciálegyenlet paraméterei szerint való - illesztése a következő előnyökkel jár:

a/ a modell-differenciálegyenletben szereplő, biológiailag jól értelmezhető paraméterek értékére és szórására kapunk becslést, nem pedig ezek nemlineáris függvényeire /pl. a sajátértékekre, melyek több transzportlépés eredőjét képezik/;

b/ figyelembe vehetők a biológiailag értelmezett paraméterekre /pl. transzportegyütthetőkra/ a biológus által kirótt, vagy természetesen fennálló korlátok /pl. nemnegativitás/, ill. feltételek.

Több esetben azonban nem állandó, hanem időben változó együtthetőju lineáris differenciálegyenletek alkalmazására van szükség. Például az in vitro kinetikai mérések során a vizsgálati idő alatt a transzportegyütthetők lassan, de észrevehető módon megváltoznak. Vagy pl. hosszabb idejű /egy-két hetes/ vizsgálatok során a beteg anyagcsere paraméterei /pl. reakciósebességek/ - különösen terápia alatt - módosulnak, amit mindenképpen figyelembe kell venni.

Az említett esetekben, és általában nemlineáris modell-differenciálegyenletek esetén a megoldás, és így a modell-függvény, nem fejezhető ki véges számú elemi függvény segítségével. Ugyanez igaz a modell-függvény parciális deriváltjaira, melyek számítására a paraméterbecslési eljárás során van szükség. Utóbbiak újabb differenciálegyenletek - az ún. *érzékenységi egyenletek* megoldásai segítségével fejezhetők ki. A modell-differenciálegyenletek és a hozzájuk tartozó érzékenységi egyenletek megoldására hatékony számítási eljárást ismerttet következő előadásunk (11). Ezen előadás további részében a paraméterbecslés és modell-illeszkedés kérdésével foglalkozunk.

A probléma matematikai megfogalmazása

Egy dinamikus rendszer egy $\underline{x}(t)$ állapotváltozó vektorral írható le. Ha feltesszük, hogy a rendszer állapota időbeli változásának $\dot{\underline{x}}(t)$ sebessége egy meghatározott módon /pl. lineárisan/ függ magától az $\underline{x}(t)$ állapottól, és egy $\underline{\theta}$ paramétervektortól és esetleg a t időtől, akkor a rendszert egy

$$\dot{\underline{x}} = \underline{f}(t, \underline{x}, \underline{\theta}) \quad /1/$$

alakú modell-differenciálegyenlet írja le. Az /1/ egyenlet megoldása az időn kívül a $\underline{\theta}$ paramétervektortól is függ, azaz $\underline{x} = \underline{x}(t, \underline{\theta})$, mivel különböző paraméter-értékekhez különböző megoldások tartozhatnak.

Általában magát az $\underline{x}(t, \underline{\theta})$ állapotvektort nem tudjuk közvetlenül megfigyelni, hanem csak ennek valamilyen

$$y(t, \underline{\theta}) = g(\underline{\theta}, \underline{x}(t, \underline{\theta})) \quad /2/$$

függvényét. Azonban a mérésre rakódó zaj miatt valójában egy

$$\tilde{y}(t) = y(t, \underline{\theta}^0) + \varepsilon(t) \quad /3/$$

függvényt mérünk, ill. figyelünk meg t diszkrét értékeire, ahol $\varepsilon(t)$ jelöli a zajt és $\underline{\theta}^0$ a paramétervektornak az adott konkrét rendszerre jellemző "pontos" értéke a modell szerint. A feladat ezen elméleti paramétervektor-érték becslése az $\tilde{y}(t)$ mérési adatokból.

Matematikai-statisztikai megfontolások alapján a paraméterek ismeretlen értékének becslését a *legkisebb négyzetek elve* alapján szokták megadni, amely a $\hat{\underline{\theta}}$ becsülő értékre az

$$S(\hat{\underline{\theta}}) := \sum_t [\tilde{y}(t) - y(t, \hat{\underline{\theta}})]^2 = \min! \quad /4/$$

minimumfeltételt írja elő. Ilyen statisztikai szempont pl. az, hogy az $\varepsilon(t)$ hibák korrelálatlansága, zérus várható értéke, azonos varianciája és normális eloszlása esetén ez a módszer egybeesik a *maximum-likelihood* módszerrel (2), amely több statisztikailag előnyös tulajdonsággal bír.

Paraméterbecslő iterációs módszerek

Bár többváltozós függvények minimalizálására többféle eljárás ismeretes, de a /4/ minimumfeladat megoldására azok az eljárások a leghatékonyabbak, melyek figyelembe veszik a minimalizálandó $S(\underline{\theta})$ függvény négyzetösszeg-strukturáját (2). E módszerek alapja a négyzetreemelendő $\tilde{y}(t) - y(t, \underline{\theta})$ függvény linearizálása az aktuális, mondjuk k -adik közelítés körül. Ezáltal a minimalizálandó $S(\underline{\theta})$ függvényt helyettesítjük az

$$S_k(\underline{\theta}) = S_k(\underline{\theta}^k + \underline{\delta}) = \sum_t [\tilde{y}(t) - y(t, \underline{\theta}^k) - \sum_j \frac{\partial y}{\partial \theta_j}(t, \underline{\theta}^k) \cdot \delta_j]^2 \quad /5/$$

kvadratikus függvénnel, melynek minimumhelyét már viszonylag egyszerű meghatározni, pl. a $\nabla S_k = 0$ feltételből adódó ún. Gauss-féle normálegyenletrendszerből:

$$A^T A \underline{\delta} = A^T \underline{r} \quad /6/$$

ahol

$$\left. \begin{aligned} A &= (a_{ij}), \quad a_{ij} = \frac{\partial y}{\partial \theta_j}(t_i, \underline{\theta}^k), \quad j=1, \dots, p \\ \underline{r} &= (r_i), \quad r_i = \tilde{y}(t_i) - y(t_i, \underline{\theta}^k) \end{aligned} \right\}, \quad i=1, \dots, m;$$

továbbá p a $\underline{\theta}$ paramétervektor komponenseinek száma és m a mérési pontok száma.

A klasszikus Gauss-Newton-módszer a /6/ normálegyenletrendszer megoldásaként adódó $\underline{\delta}^o$ vektort használja az aktuális közelítés korrekciójaként és az újabb közelítést $\underline{\theta}^{k+1} = \underline{\theta}^k + \underline{\delta}^o$ alakban veszi fel. Azonban az eljárás ilyen formájában nem feltétlenül konvergens, még jó kezdőérték esetén sem (9). A divergencia oka lehet a modell-függvény nagymértékű nemlinearitása vagy rossz illeszkedése a mérési adatokhoz. Ilyen esetekben szokásos a $\underline{\delta}^o$ korrekciós vektornak egy olyan $\omega < 1$ relaxációs tényezővel való figyelembe vétele, hogy a

$$\underline{\theta}^{k+1} = \underline{\theta}^k + \omega \cdot \underline{\delta}^o \quad /7/$$

helyen már kisebb legyen a minimalizálandó $S(\underline{\theta})$ függvény értéke, mint az előző, $\underline{\theta}^k$ közelítésben. A BMDP3R program pl. $\omega = 1$ -ből kiindulva addig felezi ω -t, amíg e feltétel nem teljesül.

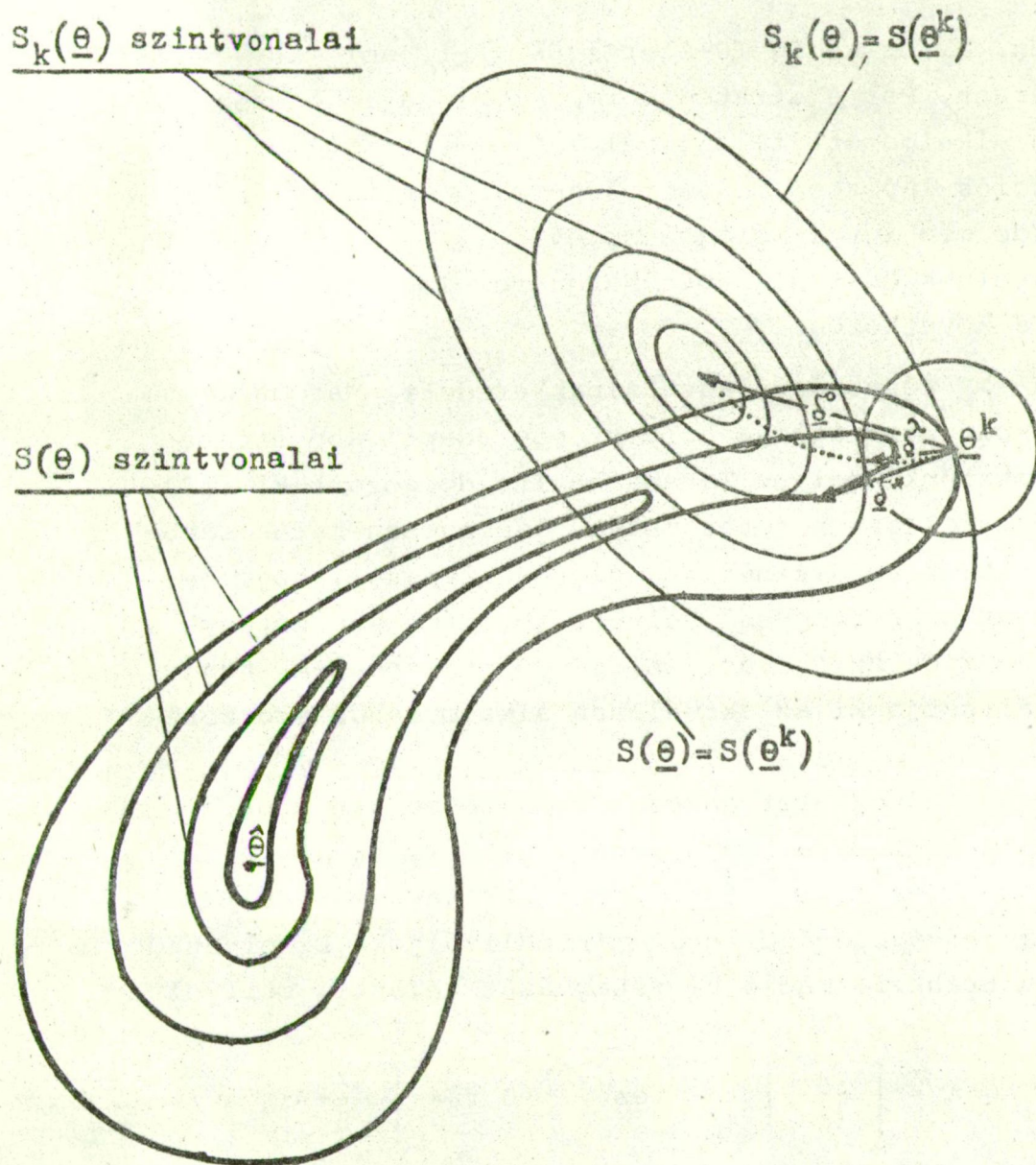
Ha a $\underline{\delta}^0$ korrekció alkalmazása nem vezet az $S(\underline{\theta})$ négyzetösszeg csökkenéséhez, annak oka a modell-függvény lineáris közelítésének elégtelensége. Marquardt módszere (2), (9), (12) ilyenkor a korrekciós vektor nagyságának csökkentésével egyidőben annak irányát fokozatosan a minimalizálandó függvény negatív gradiense felé fordítja, melynek irányában lokálisan legmeredekebb a csökkenés. A módszer által definiált $\underline{\delta}^\lambda$ korrekciós vektor az

$$(\underline{A}^T \underline{A} + \lambda \underline{I}) \cdot \underline{\delta}^\lambda = \underline{A}^T \underline{r} \quad /8/$$

lineáris egyenletrendszer megoldása, ahol $\lambda \geq 0$ valós szám. Ha $\lambda = 0$, akkor a Gauss-Newton-féle $\underline{\delta}^0$ korrekciós vektort kapjuk; a λ -t csak akkor növeljük, ha ez szükséges ahhoz, hogy a $\underline{\delta}^\lambda$ korrekció alkalmazásával csökkenjen $S(\underline{\theta})$ értéke. Marquardt bebizonyította, hogy ez elég nagy λ -ra biztosan teljesül, hacsak nem egy stacionárius pontban vagyunk, mert $\|\underline{\delta}^\lambda\|$ λ növekedésével monoton csökken, $\underline{\delta}^\lambda$ iránya pedig egyre jobban egybeesik $S(\underline{\theta})$ negatív gradiensének irányával.

A Marquardt-módszer lokális optimalitási tulajdonsága, hogy $\underline{\delta}^\lambda$ minimalizálja az $S_k(\underline{\theta}^k + \underline{\delta})$ közelítő négyzetösszeget a $\|\underline{\delta}^\lambda\|$ sugaru gömbben /lásd az 1. ábrát/.

Az ábrán kipontozott iv jelzi a lehetséges Marquardt korrekciós vektorok mértani helyét, miközben λ befutja a $[0, \infty)$ intervallumot. A λ paraméter iterációs lépésenkénti megválasztására Marquardt olyan stratégiát javasolt (12), mely szerint az $S(\underline{\theta})$ négyzetösszeg csökkenésének feltétele mellett lehetőleg minél közelebb kell maradni a Gauss-Newton-módszerhez. Ennek megfelelően, ha az előző iterációs lépésben λ egy kis pozitív küszöbszámnál /pl. 10^{-6} / nagyobb volt, akkor próbáljuk meg csökkenteni, pl. a 10-edrészére, amennyiben így is csökken $S(\underline{\theta})$ értéke. Ha



1. ábra

A Marquardt-módszér geometriai szemléltetése a $p = 2$ két-dimenziós esetben. $\underline{\delta}^0$, $\underline{\delta}^\lambda$ és $\underline{\delta}^*$ rendre Gauss-Newton, Marquardt és a legmeredekebb lejtő módszere szerinti korrekciós vektorok, $\hat{\underline{\theta}}$ pedig a keresett minimumhely

nem csökken, akkor addig 10-szerezzük λ -t, amíg egy csökkenést elérünk. Bár e stratégia valamivel hajlékonyabb a BMDP3R-ben alkalmazott felezésnél /mivel itt mindig λ előző iterációs lépésben felvett legutolsó értékéből indulunk ki/, de még így is eléggé merev.

Az általunk összeállított Marquardt-implementáció fő jellemzői a következők.

/1/ A λ tényező választásának eredeti, Marquardt által javasolt stratégiája helyett egy adaptívabb stratégiát alkalmaztunk, melyet Tataba és Ite dolgozott ki (13), és több próbafeladaton letesztelve, lényegesen hatásosabbnak bizonyult az eredetivel. Az eljárás lényege, hogy egyetlen 10-es szorzótényező helyett többféle szorzótényezőt is felvesz és az iteráció előző három lépésének függvényében választja ki az aktuálisan alkalmazandó szorzótényezőt.

/2/ A normálegyenletrendszer képzése és annak pl. Cholesky-féle módszerrel való megoldása helyett az $S_k(\theta)$ linearizálás útján nyert négyzetösszeget *Householder-féle ortogonális triangularizációval* minimalizáljuk. Ez olyan Q ortogonális transzformáció végrehajtását jelenti, mellyel

$$Q A = \begin{bmatrix} -R \\ 0 \end{bmatrix} \quad \text{és} \quad Q \underline{r} = \begin{bmatrix} -\underline{c} \\ \underline{d} \end{bmatrix} \quad /9/$$

teljesül, ahol R p -edrendű négyzetes felső trianguláris mátrix és a Q m -edrendű ortogonális mátrix p számú elemi Householder transzformációs mátrix szorzata. Ekkor a /6/ lineáris egyenletrendszer ekvivalens az

$$R \underline{\delta} = \underline{c} \quad /10/$$

háromszögmátrixu egyenletrendszerrel, amely már egyszerű-

ben oldható meg. A /6/, ill. /10/ egyenletek kondíciós számai közt a

$$\text{cond}(A^T A) = [\text{cond}(R)]^2 \quad /11/$$

összefüggés áll fenn, így az utóbbi módszerrel számolva, a kerekítési hibák felhalmozódása jóval kisebb mértékű, durván szólva annak felel meg, mintha a normálegyenlet-módszer-nél dupla pontosságu aritmetikát használnánk /lásd Lawson-Hanson (10)/. További előnye e megközelítésnek, hogy lehetőség van $\text{cond}(R)$ egyszerű becslésére (10); hátránya viszont, hogy műveletigénye $m(n^2+2n)-n^3/3+O(n^2)$, szemben a normálegyenlet Cholesky módszer $(m/2) \cdot (n^2+3n)+n^3/6+O(n^2)$ műveletigényével. Azonban a mi esetünkben, a differenciálegyenletek numerikus megoldásának lényegesen nagyobb műveletigénye miatt, az említett többlet relative nem sokat tesz ki.

Amennyiben valamely $\lambda > 0$ -hoz tartozó $\underline{\delta}^\lambda$ Marquardt-féle korrekciós vektor meghatározására van szükség, úgy olyan, alkalmasan megválasztott elemi Householder-transzformációk szorzataként előállító Q_λ ortogonális transzformációt határozunk meg, mellyel teljesülnek a

$$Q_\lambda \begin{bmatrix} -\underline{R} \\ \sqrt{\lambda} \underline{I} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \underline{R}_\lambda \\ 0 \end{bmatrix} \quad \text{és} \quad Q_\lambda \begin{bmatrix} \underline{c} \\ 0 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \underline{c}^\lambda \\ \underline{d}^\lambda \end{bmatrix} \quad /12/$$

relációk; ekkor a $\underline{\delta}^\lambda$ korrekciós vektor az

$$\underline{R}_\lambda \underline{\delta}^\lambda = \underline{c}^\lambda \quad /13/$$

háromszögmátrixu lineáris egyenletrendszerből fejezhető ki.

Eddigi tapasztalataink szerinti az így összeállított Marquardt eljárás átlagosan kb. 10-15 százalékkal gyorsabb

a BMDP3R-ben alkalmazott Jannrich-Sampson-féle (8) módosított Gauss-Newton-módszernél. Továbbfejlesztést jelent az is, hogy az általunk implementált programban több mérési görbéhez való együttes illesztés is lehetséges.

Megtartottuk a BMDP3R program által biztosított súlyozási opciót: lehetőség van arra, hogy a program a felhasználó által külsőleg megadott súlyokkal képezett súlyozott hibanégyzetösszeget minimalizáljon. E lehetőség a mérések bizonyos eloszlásai mellett /pl. exponenciális vagy Poisson-eloszlás/ a Jannrich és Moore által leírt módon /lásd (7)/, az iteráció folyamán alkalmasan változtatott súlyozás útján felhasználható az illető eloszlásoknak megfelelő maximum-likelihood becslések meghatározására is.

A modell-illeszkedés statisztikai elemzése

A gyakorlatban az iterációs módszerrel nyert paraméterbecslés önmagában nem elégíti ki a modellezőt; szeretné tudni, hogy mennyire megbízható, pontos a becslés, ill., hogy jól illeszkedik-e a modell a mérési adatokhoz. A továbbiakban e két kérdés megválaszolását elősegítő különféle mérőszámokat, ill. mutatókat ismertetünk, melyek egy része használatos a szakirodalomban, egy másik részük használatát pedig mi javasoljuk.

A modell-illeszkedés jóságát nemlineáris regressziós modelleknél általában az átlagos hibanégyzettel és néha az un. nemlineáris korrelációs együtthatóval szokták jellemezni. Az $\tilde{y}_i = \tilde{y}(t_i)$ és $\hat{y}_i = y(t_i, \hat{\theta})$ jelölésekkel, ahol $\hat{\theta}$ a legkisebb négyzetek módszerével nyert becsült érték, az átlagos hibanégyzet /Error Mean Square = EMS/ képlete:

$$EMS = \frac{1}{m-p} \sum_{i=1}^m [\tilde{y}_i - \hat{y}_i]^2 \quad /14/$$

Az átlagos hibanégyzet a mérési hiba varianciájának becslése, négyzetgyöke pedig a hibaszórás becslése.

Az átlagos hibanégyzet hiányossága, hogy önmagában nem jellemzi az illeszkedés megfelelő voltát, csak ha a függvényértékek nagyságrendjéhez viszonyítjuk. Ezért helyette, vagy mellette, javasoljuk a következő relatív mutatószámot, melyet *általánosított variációs együttthatónak* /Generalized Coefficient of Variation = GCV/ nevezhetünk:

$$GCV = \sqrt{\frac{1}{m-p} \sum_{i=1}^m \frac{(\tilde{y}_i - \hat{y}_i)^2}{(\hat{y}_i)^2}} \quad /15/$$

E mutatószám a pontonkénti relatív hibák bizonyos értelemben vett közepe. Az elnevezés oka, hogy a legegyszerűbb, $\tilde{y}_i \sim \theta_1$ modell esetén $\hat{\theta}_1 = \bar{y} := (1/m) \sum_{i=1}^m \tilde{y}_i$ / GCV a jólismert /min-ta-/ variációs együttthatóra redukálódik. E mutató használatának nyilván csak akkor van értelme, ha az illesztett görbe a szóban forgó intervallumon nem válik nullává, ami a gyakorlati esetek nagyobbik részében teljesül.

További dimenziómentes mutatószámok az illeszkedés jó-ságára a korrelációs típusú mutatók: ezek a lineáris regresszióanalízisből ismert többszörös korrelációs együtttható általánosításával származtathatók. Az interpretációnál azonban vigyázni kell arra, hogy egyetlen így nyert mutató sem valódi korrelációs mérőszám: nincs olyan két valószínűségi változó, melyek korrelációjának becslése lehetne. Az ilyen típusú mutatók közül az un. *nemlineáris korrelációs együtttható* vagy *korrelációs index* (1), (4) használatos a gyakorlatban, melynek képlete:

$$RI = \sqrt{1 - \frac{\sum_{i=1}^m [\tilde{y}_i - \hat{y}_i]^2}{\sum_{i=1}^m [\tilde{y}_i - \bar{y}]^2}} \quad /16/$$

RI értéke annál közelebb van egyhez, minél inkább jobban illeszkednek a mérési adatok a modellfüggvényhez, mint a közönséges átlaghoz.

Egy másik lehetséges általánosítása a lineáris regresszió többszörös korrelációs együtthatójának a mért \tilde{y}_i és a nemlineáris modellből becsült \hat{y}_i értékek közti szokásos /lineáris/ korrelációs együttható, melyet *görbevonalu korrelációs együtthatónak* /CurviLinear correlation coefficient = RCL/ célszerű nevezni:

$$RCL = \frac{\sum_{i=1}^m (\tilde{y}_i - \bar{y}) \cdot (\hat{y}_i - \bar{\hat{y}})}{\sqrt{\sum_{i=1}^m [\tilde{y}_i - \bar{y}]^2 \sum_{i=1}^m [\hat{y}_i - \bar{\hat{y}}]^2}} \quad /17/$$

Lineáris regressziós modell esetén ismert, hogy $RCL=RI$, nemlineáris modellekben azonban általában $RCL \neq RI$.

Az eddig bemutatott mérőszámok a modell-illeszkedés jóságát olyan értelemben jellemezték, hogy mennyire kicsik az illesztett modellhez tartozó $r_i = \tilde{y}_i - \hat{y}_i$ reziduálok. Ha a reziduálok viszonylag nagyok, annak két fő oka lehet: /a/ a mérési hibák viszonylag nagyok; /b/ a feltételezett regressziós modell nem elég pontosan írja le a vizsgált jelenséget. Hogy az /a/ és /b/ tényezők közül melyik van jelen, azt a *reziduálok analízise* útján döntjük el. Ha a reziduálok nem véletlenszerűen ingadoznak a nulla körül, hanem szisztematikus tényezőt, un. *trendet* tartalmaznak, akkor ez a modell-függvény kisebb vagy nagyobb hiányosságát

tükrözi. Ilyen trendek jelenlétének megállapítása történhet szemrevételezéssel, melyhez jó segítséget jelent a BMDP3R programból átvett rajzoló szubrutin, amely kirajzolja a reziduálokat a becsült \hat{y}_i értékekhez, valamint tetszőleges független változóhoz /tehát pl. az időhöz/ viszonyítva.

A reziduálok véletlenszerűségének kvantitatív jellemzése történhet az

$$RS = \frac{\sum_{i=2}^m (\tilde{y}_i - \hat{y}_i) \cdot (\tilde{y}_{i-1} - \hat{y}_{i-1})}{\sqrt{\sum_{i=2}^m [\tilde{y}_i - \hat{y}_i]^2 \sum_{i=1}^{m-1} [\tilde{y}_i - \hat{y}_i]^2}} \quad /18/$$

sorozatkorrelációs együttható /Serial correlation coefficient/ segítségével. RS nagy /egyhez közeli/ értéke trend jelenlétére utal.

Ezenkívül a reziduálok véletlenszerűségének nullhipotézise tesztelhető az un. *run-szám-próba* (2) segítségével, amely a pozitív és negatív reziduáloknak, ill. a reziduálok jelváltásainak a számán alapul. Ha mind a pozitív, mind a negatív reziduálok száma eléri a 10-et, akkor a próbastatisztika eloszlása már megfelelően közel van a normális eloszláshoz; ekkor a jólismert integráltranszformációval p-statisztikává alakítható; egyébként pedig a megfelelő táblázat használata szükséges a próba elvégzéséhez.

Ami az iterációs módszerrel nyert $\hat{\theta}_i$ paraméterbecslések pontosságát illeti, az jellemezhető például az $M([\hat{\theta}_i - \theta_i^0]^2)$ várható négyzetes hibával; ennek, és egyúttal a $\hat{\theta}_i$ szórásnégyzetének mintából való becslése a lineárisztalt modell és a $\hat{\theta} \sim M(\hat{\theta}) \sim \hat{\theta}$ közelítések alapján:

$$M([\hat{\theta}_i - \theta_i^0]^2) \sim D^2(\hat{\theta}_i) \sim EMS \cdot \hat{c}_{ii}, \quad /19/$$

ahol $\hat{C} = (\hat{c}_{ij}) = [\hat{A}^T \hat{A}]^{-1}$

és \hat{A} a /6/ szerinti parciális deriváltak mátrixa a $\hat{\theta}$ helyen.

A /19/ jobboldalán szereplő mennyiség kis EMS átlagos hibanégyzet mellett is nagy lehet, ha az $\hat{A}^T \hat{A}$ /tapasztalati/ Fisher-féle információs mátrix közel szinguláris; ha szinguláris, akkor végtelen nagy: ez a paraméterek között fennálló függvénykapcsolatot, azaz paraméter-redundanciát jelez. A redundáns paraméterek száma az információs mátrix rangjától függ; ezt legmegbízhatóbban főkomponens-analízis segítségével, a mátrix sajátértékeinek meghatározásán keresztül becsülhetjük.

Programunk meghatározza a Fisher-féle információs mátrix sajátértékeit és sajátvektorait. E sajátértékek alapján a paraméterbecslés egyértelműségének mértékeként a legkisebb és a legnagyobb sajátérték

$$\mu = \lambda_{\min}(\hat{A}^T \hat{A}) / \lambda_{\max}(\hat{A}^T \hat{A}) \quad /20/$$

hányadosát javasoljuk, amely nem más, mint a numerikus analízisből jólismert /cf. (10)/ kondíciós szám reciproka; mindig 0 és 1 közé esik; ha 0, akkor általában nem egyértelműek a paraméterek; ha 1, akkor nagyon jól meghatározottak. Ha μ kicsi, az azt jelenti, hogy a paramétertér nagy kiterjedésű részhalmazán az $S(\hat{\theta})$ négyzetösszeg a minimálishoz igen közeli értéket vesz fel. Ilyen gyengén kondicionált problémáknál gyakran tapasztalható, hogy az iterációs módszer kezdeti "normális" szakasza utáni stádiumban az iterált paraméterközelítések elég sokat "vándorolnak", miközben a minimalizálandó függvény értéke alig csökken.

Végül megjegyezzük még, hogy a $\hat{\theta}$ becsült érték kö-

rül linearizált modellen gyakorlatilag az összes, a többváltozós lineáris regresszióban szokásos próba elvégezhető, ill. konfidencia-intervallumok adhatók; elméleti szempontból azonban ezek eredményei csak megfelelő adag gyanakvással fogadandók el, mivel az említett linearizálás gyakran nem biztosítja a kellő pontosságot.

Programunk a felhasználó informálása céljából valamennyi fentebb ismertetett mutatószámot kinyomtatja. Hogy az alternatív mérőszámok közül a felhasználó melyikre és milyen súllyal támaszkodjék, arra nézve - mivel a nemlineáris regressziós modellek statisztikájának elmélete e téren nem eléggé kidolgozott - nem adható egyértelmű utmutatás; ez a modellezés mindennapi gyakorlatában alakul ki, és függ a vizsgált modell-típusoktól, a mérések minőségétől, valamint attól, hogy melyik mutatószám hogyan válik be a gyakorlatban.

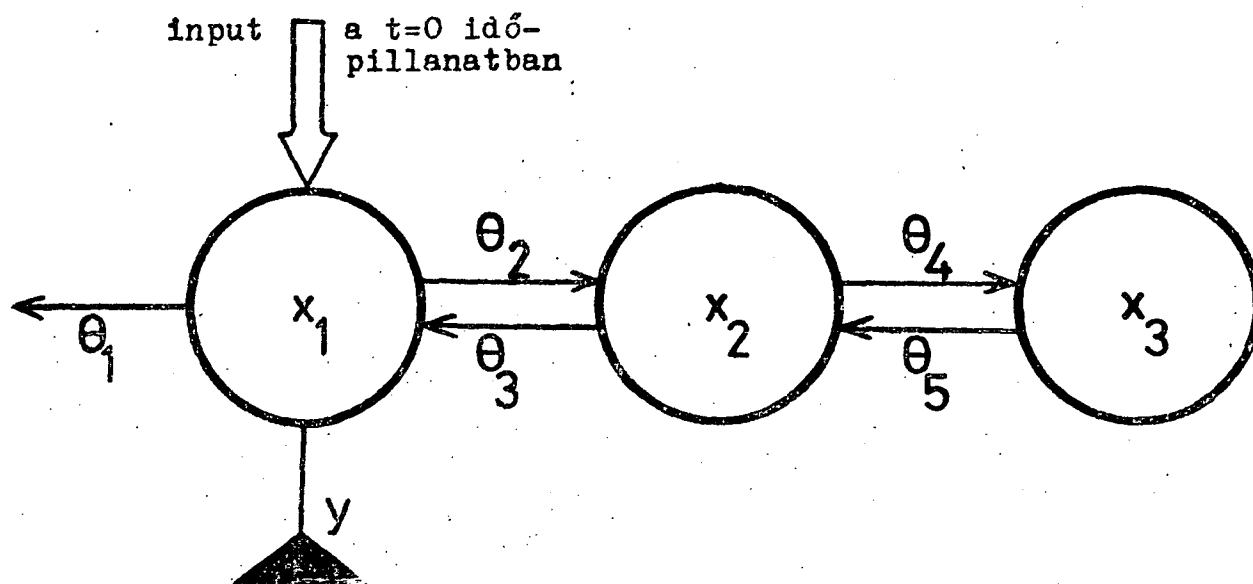
Példa

Szemléltető példa gyanánt a 2. ábrán látható rekeszmodellt (6) választottuk, amely a vérbe /1. rekesz/ beadott radioaktív szulfát felszivódását modellezi. A modellt leíró differenciálegyenletek, ill. a megfelelő kezdeti feltételek a következők:

$$\begin{aligned}\dot{x}_1 &= -(\theta_1 + \theta_2) \cdot x_1 + \theta_3 x_2 & x_1(0) &= 2 \cdot 10^5 \\ \dot{x}_2 &= \theta_1 x_1 - (\theta_3 + \theta_4) \cdot x_2 + \theta_5 x_3 & x_2(0) &= 0 \\ \dot{x}_3 &= \theta_4 x_2 - \theta_5 x_3 & x_3(0) &= 0\end{aligned}$$

A mérési adatok az ábrának megfelelően az első rekesz megfigyeléséből származnak, tehát

$$y(t, \underline{\theta}) = x_1(t, \underline{\theta})$$

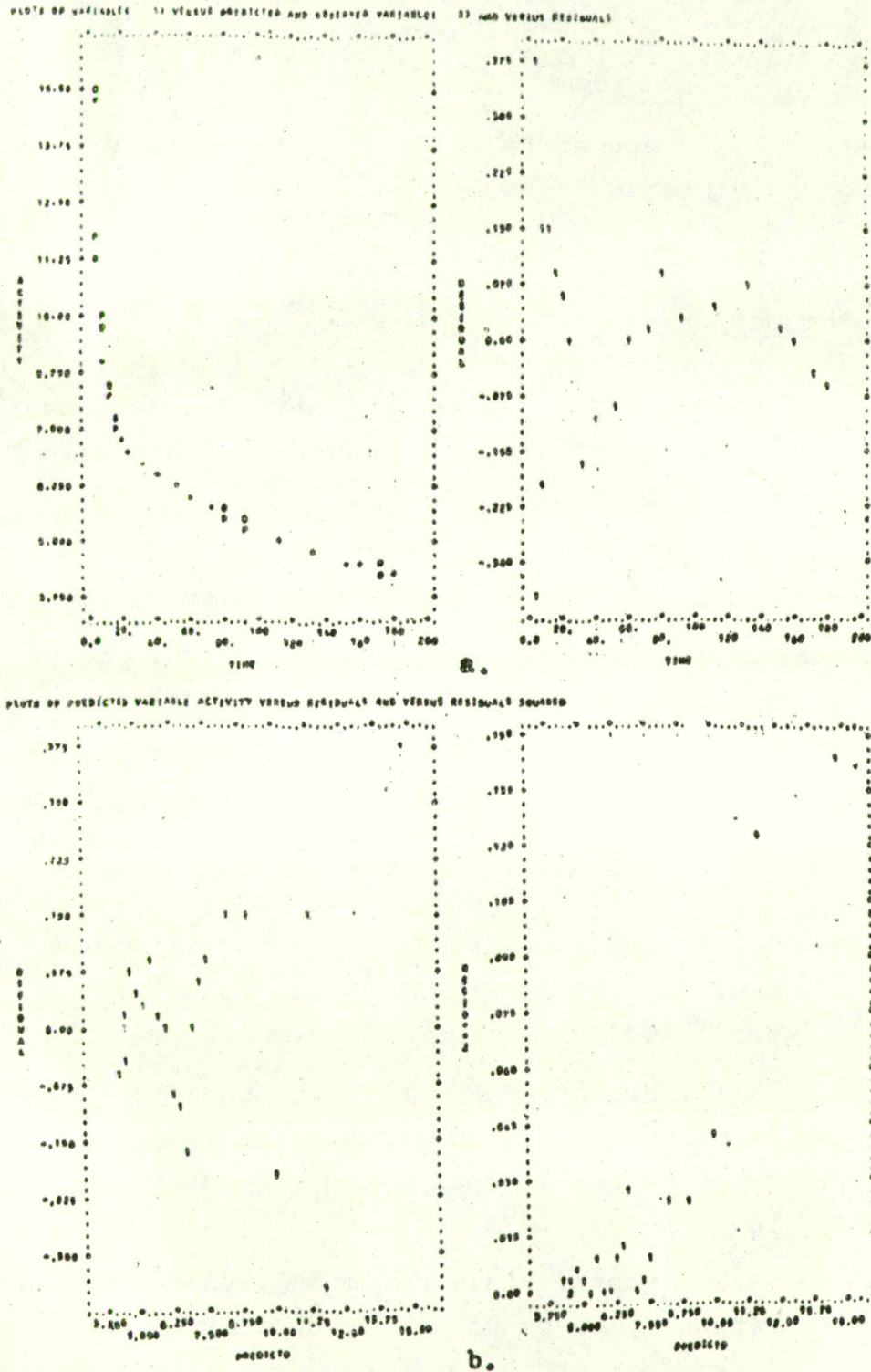


2. ábra

Radioaktív szulfát eloszlásának egy rekeszmodelje

az illesztendő modell-függvény. Az illesztés eredményét a 3. ábra mutatja be.

A 3a. ábrán látható a program által kirajzolt megfigyelt /O=observed/ és becsült /P=predicted/ görbe, valamint a reziduálok görbéje az idő függvényében. Látható, hogy az illeszkedés igen jó, amit a megfelelő mutatók is követnek /RI = 0.9999, GCV = 0.0066/. A reziduálok runszám-próbája /p = 0.36/, valamint a sorozatkorrelációs együttható /RS = 0.511/ nem mond ellent a reziduálok véletlenszerű voltának, az idő függvényében. Azonban, a 3b. ábrán látható a reziduáloknak a becsült értékekhez viszonyított képén, hogy ezek szórása lineárisan növekvő trendet mutat, ami alapján esetleg érdemes egy, a mérési értékek négyzetének reciprokával súlyozott négyzetösszeg minimalizálását is elvégezni.



3. ábra

A 2. ábrán látható modell illesztésének eredménye

Köszönetnyilvánítás

A szerzők köszönetüket fejezik ki Kanyár Bélának jelen munkához nyújtott segítségéért és hasznos megjegyzéséért.

Irodalomjegyzék

- (1) Adam, J., Scharf, J.-H., Enke, H.: Methoden der Statistischen Analyse in Medizin und Biologie. Vlg. Volk und Gesundheit, Berlin, 1977.
- (2) Bard, Y.: Nonlinear Parameter Estimation. Academic Press, New York-San Francisco-London, 1974.
- (3) Dixon, W.J., Brawn, M.B. /szerk./: BMDP-77 Biomedical Computer Programs, P-Series. University of California Press, Los Angeles, 1977.
- (4) Ezekiel, M., Fox, K.A.: Korreláció- és regresszióanalízis. Közgazdasági és Jogi Könyvkiadó, Budapest, 1970.
- (5) Jacquez, J.A.: Compartmental Analysis in Biology and Medicine. Elsevier, Amsterdam-London-New York, 1972.
- (6) Jennrich, R.I., Bright, P.B.: Fitting systems of linear differential equations using computer generated exact derivatives. Technometrics 18: 385-392, 1976.
- (7) Jennrich, R.I., Moore, R.H.: Maximum likelihood estimation by means of nonlinear least squares. Amer. Statist. Assn. Proc. Stat. Comp. Sect., 57-65, 1975.

- (8) Jennrich, R.I., Sampson, P.F.: Application of stepwise regression to non-linear estimation. *Technometrics* 10: 63-72, 1968.
- (9) Kowalik, J., Osborne, M.R.: *Methods for Unconstrained Optimization*. American Elsevier, New York, 1968.
- (10) Lawsen, C.L., Hanson, R.J.: *Solving Least Squares Problems*. Prentice-Hall, Englewood Cliffs, N.J., 1974.
- (11) Magyar G., Galántai A., Kanyár B., Eller J.: Nemlineáris paraméterbecslés dinamikus biológiai rendszerek modellezése során - II. /E kötet követk. közleménye/.
- (12) Marquardt, D.W. I An algorithm for the estimation of non-linear parameters. *SIAM Journal* 8: 181-217, 1963.
- (13) Tataba, T., Ite, R.: Effective treatment of the interpolation factor in Marquardt's nonlinear least-squares fit algorithm. *Computer Journal* 18: 250-251, 1975.
- (14) Wagner, J.G.: *Fundamentals of Clinical Pharmacokinetics*, Drug Intelligence Publ., Hamilton, Illinois, 1975.

Semmelweis Orvostudományi Egyetem, Számítástechnikai Csoport,
Gödöllői Agrártudományi Egyetem és Szegedi Orvostudományi Egyetem, Számítástechnikai Központ

Nemlineáris paraméterbecslés dinamikus biológiai rendszerek modellezése során - II: a modell differenciálegyenletek numerikus integrálása: a program szerkezete

Magyar Gábor, Galántai Aurél, Kanyár Béla, Eller József

A biológiai modellezésben gyakran használt rekesz vagy kompartment modelleket matematikailag a következő közönséges lineáris differenciálegyenletrendszerrel írjuk le

$$\dot{\underline{x}}(t, \underline{\theta}) = \underline{A}(t, \underline{\theta}) \underline{x}(t, \underline{\theta}) + \underline{b}(t, \underline{\theta})$$

/1/

$$\underline{x}(t_0, \underline{\theta}) = \underline{x}_0(\underline{\theta})$$

ahol az \underline{A} mátrix és \underline{b} vektor időtől függhetnek és a rendszer ismeretlen, meghatározandó $\underline{\theta}$ paramétereket tartalmaz. Feltételezzük, hogy a modellált biológiai rendszerre vonatkozó megfigyeléseinket a matematikai modell alapján $\underline{c}(\underline{\theta}) \underline{x}(t, \underline{\theta})$ alakban írhatjuk fel - $\underline{c}(\underline{\theta})$ paramétereket tartalmazó nem négyzetes mátrix - és rendelkezésünkre állnak megfigyelési adatok a $t_0 < t_1 < \dots < t_N$ időpontokban, melyeket a $(t_1, \hat{\underline{y}}_1), (t_2, \hat{\underline{y}}_2), \dots, (t_N, \hat{\underline{y}}_N)$ párokkal jelölünk.

Feladatunk az ismeretlen $\underline{\theta}$ paraméterek meghatározása, amelyekre a súlyozott legkisebb négyzetek módszere alapján a

$$\Phi(\underline{\theta}) = \sum_{i=1}^N w_i \| \underline{c}(\underline{\theta}) \underline{x}(t_i, \underline{\theta}) - \hat{\underline{y}}_i \|^2$$

függvény minimalizálásával alkalmas feltételek mellett jó becslést nyerhetünk. A kitűzött minimalizálási feladat megoldását a Φ függvény θ paraméter szerinti deriváltját használó iterációs eljárással közelítjük meg, azaz szükséges a Φ függvény és így módon az x megoldásfüggvény θ_i paraméterek szerinti parciális deriváltjainak számolása. Mivel az x megoldásfüggvényt csak mint az /1/ differenciálegyenlet rendszer megoldásaként ismerjük, így a szóban forgó parciális deriváltak számolása erősen műveletigényes feladat. A több felvetődő lehetőség közül elméleti és gyakorlati megfontolások alapján az /1/ egyenletrendszerhez tartozó variációs /érzékenységi/ egyenletekre alapozva dolgoztunk ki módszert a parciális deriváltak meghatározására.

Jelöljük az /1/ rendszer x megoldásának θ_i paraméter szerinti deriváltját z_i -vel, ekkor az /1/ egyenlet θ_i szerint differenciálva a következő egyenletrendszerhez jutunk:

$$\begin{aligned} \dot{z}_i(t, \theta) &= \frac{\partial \underline{A}(t, \theta)}{\partial \theta_i} x(t, \theta) + \underline{A}(t, \theta) z_i(t, \theta) + \frac{\partial b(t, \theta)}{\partial \theta_i} \\ z_i(t_0, \theta) &= \frac{x_0(\theta)}{\partial \theta_i} = z_{i0}(\theta) \quad (i = 1, 2, \dots, p) \end{aligned} \quad /2/$$

Az /1/ alapegyenlet és a csatolódó /2/ p darab egyenletet párhuzamosan oldjuk meg egy nagy $p+1$ egyenletből álló rendszernek tekintve őket. Kihasználva a feladat speciális tulajdonságait és figyelembe véve, hogy az egyenletek gyakran merevek - vagyis egyszerre tartalmazznak gyorsan és lassan változó komponenseket - kidolgoztunk egy módszert, amely alkalmas az összezsúrt egyenletrendszer gyors és megbízható megoldására. A módszer kidolgozásához az un. lineáris többlépéses módszerek családját vettük alapul, melyek a következő alakúak:

$$\sum_{i=0}^k \alpha_i x_{n+1} = h \sum_{i=0}^k \beta_i f(t_{n+1}, x_{n+i}) \quad (\alpha_k \neq 0) \quad /3/$$

ahol x_n jelöli a közelítő numerikus megoldást a $t_n = t_0 + nh$ pontban.

Módszerünket a /3/ módszer családra általánosan számoltuk ki, majd speciálisan a 3-, 4-, 5-lépéses Adams és az un. retrográd differencia módszereket választottuk az alkalmazás során, melyek igen jó konvergencia és stabilitási tulajdonságokkal rendelkeznek. Behelyettesítve az /1/ és /2/ egyenleteket a /3/ módszerbe - az egyenletek alakját és linearitását kihasználva - a következő formulákhoz jutunk:

$$\underline{x}_{n+k} = [I - h\beta_k \underline{A}(t_{n+k}, \underline{\theta})]^{-1} \underline{\phi}_{n+k}$$

$$\underline{z}_{n+k}^{(i)} = [I - h\beta_k \underline{A}(t_{n+k}, \underline{\theta})]^{-1} \underline{y}_{n+k}^{(i)} \quad (i = 1, 2, \dots, p)$$

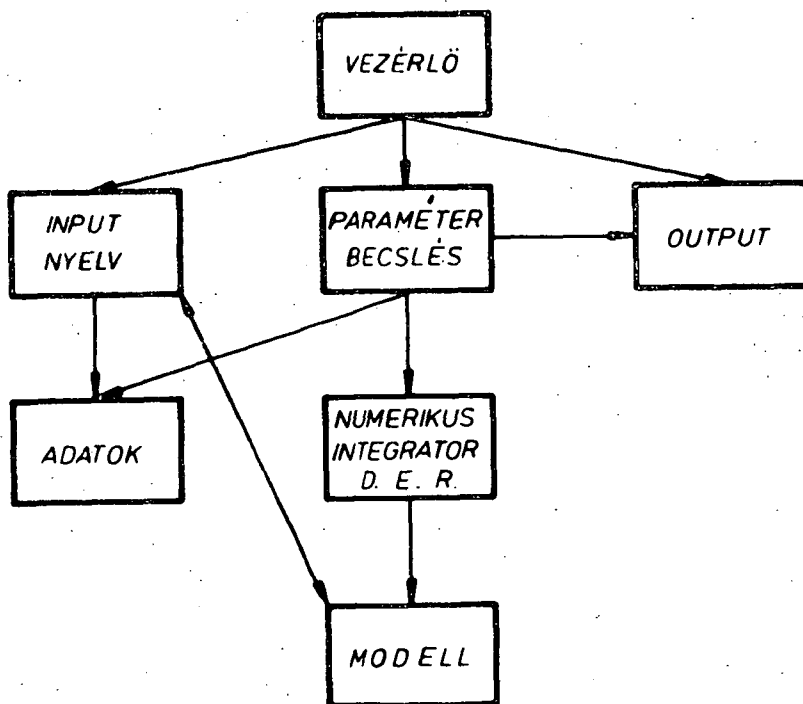
$$\begin{aligned} \underline{\phi}_{n+k} = \underline{x}_{n+k-1} + h \sum_{i=0}^{k-1} \beta_i [\underline{A}_i(t_{n+1}, \underline{\theta}) \underline{x}_{n+1} + \underline{b}(t_{n+1}, \underline{\theta})] + \\ + \beta_k \underline{b}(t_{n+k}, \underline{\theta}) \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} \underline{y}_{n+k}^{(i)} = \underline{z}_{n+k-1}^{(i)} + h \sum_{i=0}^{k-1} \beta_i [\underline{A}_i(t_{n+j}, \underline{\theta}) \underline{x}_{n+j} + \underline{A}(t_{n+j}, \underline{\theta}) \underline{z}_{n+j}^{(i)} + \\ + \underline{b}_i(t_{n+j}, \underline{\theta})] + \beta_k \underline{b}_i(t_{n+k}, \underline{\theta}) \end{aligned}$$

ismeretlent nem tartalmazó kifejezések. Az így kiszámolt eredmények, mint látjuk explicit formulát adnak a megoldás numerikus számolására még akkor is, ha az alkalmazott lineáris többlépéses módszer implicit volt. Ez a tény ezért jelentős, mert az explicit Runge-Kutta és lineáris többlépéses módszerek között nincs olyan, amely akárcsak A_0 -stabi-

lis lenne, vagyis esetünkben csak implicit módszerek jöhetnek szóba. A numerikus megoldás hibájának becslésére a Gear-féle aszimptotikus hibabecslő formulát használjuk, azonban a hibabecslés és a lépésközwálasztás stratégiáját jelentős mértékben megváltoztattuk.

A feladat megoldását célzó programot a kaliforniai egyetem BMDP-77 jelű programcsomagja - elsősorban a BMDP3R nemlineáris regressziós program input nyelvezete és programozási technikája alapján készítettük. Lényegében a BMDP3R programot tekintettük váznak és ennek input nyelvezetébe ágyasztunk be újabb vezérlő mondatokat és paragrafusokat. A program működési sémáját az 1. ábrán láthatjuk.



1. ábra

A program működési sémája

A konkrét feladatot, az input adatok formáját, a kívánt output képet a vezérlő nyelv segítségével specifikálhatjuk. A vezérlő rész koordinálja a program három fő egységének - az input nyelv feldolgozónak, a paraméterbecslőnek és az output generátornak a tevékenységét. Az input nyelv feldolgozó határozza meg az adatok alapján a modellt az output képet és egyéb adatokat. A paraméterbecslés és numerikus integrálás rész számolja ki az eredményeket és adja át a vezérlőnek, illetve az output generáló programrésznek, ami az eredmények alapján a rajzok és más eredmények nyomtatását végzi.

A program használatát egy példán keresztül mutatjuk be, a példát igyekeztünk úgy megkonstruálni, hogy az a lehetőségek nagy részét illusztrálja. A 2. ábrán látható rekeszmodell a vezérlőnyelv segítségével a következőképpen specifikálhatjuk:

/ COMPARTMENT NUMBER IS 5.

NAMES ARE A, B, C, D, E.

INITS ARE 3 * 0., 2.5, 4.3.

INJECTION /5/=3.

/ STRUCTURE

FROM = 1, 2, 2, 3, 3, 5, 5.

INTO = 2, 4, 5, 1, 5, 3, 4.

RATE = K/A21/, K/A52/, L/0.05, A42/

K/A31/, K/A53/, K/A35/, K/A45/.

/ INFUSION

STARTS ARE 1.0, 5.0, 10.0.

STOPS ARE 2.0, 6.0, 11.0.

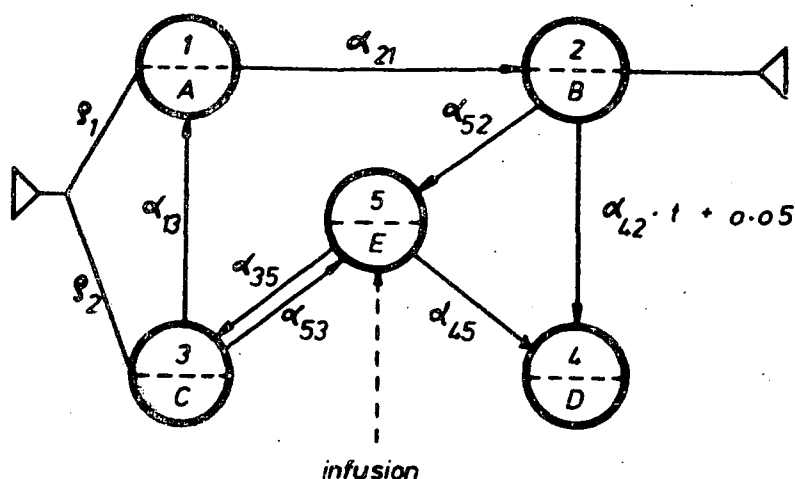
AMOUNTS ARE 0.8, 1.5, 0.45.

/ OBSERVATION

POOLS /3/ ARE 1.3.

PROPORTIONS /3/ ARE S31, S32.

POOL /4/ IS B.



2. ábra
A példa modell

A COMPARTMENT paragrafusban adjuk meg a rekeszek számát, neveit, kezdeti koncentrációit és az esetleges injekciók vagy infúziók helyét és számát - példánkban az E rekeszben /5. rekesz/ 3 injekció volt, mint az a negyedik mondatból látszik. A STRUCTURE paragrafus segítségével határozzuk meg a rekeszek közötti kapcsolatokat és a sebességi együtthatókat. A transzport együtthatók időtől független és lineárisan vagy exponenciálisan függő típusuak lehetnek a K, L és E típusjelöléseknek megfelelően. Az INFUSION paragrafusban az infúzió /pl. gyógyszeradagolás/ kezdeti és végpontját, valamint nagyságát határozzuk meg. Az OBSERVATION paragrafus megmutatja, hogy az 1-es és 3-as /A és C/ rekeszben lévő anyagot $S31.(1) + S32.(3)$ alakban, a B rekeszt pedig teljes hatásfokkal figyeltük meg, valamint megfigyelési eredményeink az A és C rekeszek kombinációjára a 3., a B rekeszre pedig a 4. input változóban vannak.

Irodalomjegyzék

- (1) Enright, W.H., Kamel, M.S.: Automatic Partitioning of Stiff Systems and Exploiting the Resulting Structure. ACM Transactions on Mathematical Software, 5, No. 4., 1979.
- (2) Jacques, J.A.: Compartmental Analysis in Biology and Medicine. Elsevier, 1972.
- (3) Gear, C.W.: Numerical Initial Value Problems in O.D.E.'s Prentice-Hall, Inc., 1971.
- (4) Kanyár B., Erődi: A program to estimate parameters of linear system. Computer Progr. Biomed. 8, 135-140, 1978.
- (5) Magyar G., Kanyár B.: Közöséges differenciálegyenletekkel leírható modellek paramétereinek becslése. 8. NJSZT Kollokvium, Szeged, 1977.



C 26773

XC 42607

Rekeszrendszerek strukturális identifikálhatósági
problémájának egy algebrai megközelítése

Győri István, Lehoczky András és Eller József

A matematikai rekeszmodelleket egyre gyakrabban és egyre szélesebb körben használják kutatási problémákban, - az élő szervezetben bizonyos anyagok eloszlásának vizsgálatában, kémiai, biokémiai kutatásokban - , illetve a klinikai diagnózis felállításánál és a klinikai farmakológiában.

A rekeszmodellek alkalmazása számos matematikai és számítástechnikai problémát vet fel, melyek közül az un. strukturális identifikálhatóság kérdéssel foglalkozunk. Ezt a fogalmat 1970-ben Bellman és Åström vezette be (1), és az eltelt tíz év alatt dolgozatok tömege /lásd pl.(2),(3) / foglalkozott ezzel a kérdéssel. Négy évvel ezelőtt a kollokviumon is elhangzott egy előadás(6), amelyben Vajda Sándor tárgyalta a strukturális identifikálhatóság néhány kérdését.

A rekeszmodellek szokásos ábrázolását az intravénás gyógyszerkinetikai modellen mutatjuk be / 1. ábra /.

A vérbe / X_1 rekesz / juttatott gyógyszer / I / egyik része eljut a vizsgált szervbe / X_2 rekesz /, másik része pedig távozik a szervezetből. A nyílak mentén áramlik az anyag az ugynevezett relatív transzport-együtthatók által meghatározott sebesség szerint.

A rendszer alkalmazása szempontjából alapvető probléma a transzport-együtthatók numerikus értékének meghatározása a mérési eredmények alapján. Ahhoz, hogy mérési hibákkal terhelt adatokból a kérdéses paramétereket becsülni tudjunk, alkalmasan kell megtervezni a mérés-elrendezést.

Ennek illusztrálására tekintsük a két osztott inputtal rendelkező kétrekeszes modellt / 2. ábra /, melynek egyenletei a következők:

$$\dot{x}_1 = -(a_{01} + a_{21})x_1 + a_{12}x_2 + b_{11}I_1 + b_{12}I_2$$

$$\dot{x}_2 = a_{21}x_1 - (a_{02} + a_{12})x_2 + (1-b_{11})I_1 + (1-b_{12})I_2$$

$$y_1 = C_{11}x_1 + C_{12}x_2 \quad [1]$$

$$y_2 = C_{21}x_1 + C_{22}x_2$$

A 2. ábrán látható, két inputtal / I_1 és I_2 / és két outputtal / Y_1 és Y_2 / rendelkező rekeszrendszer ekvivalens egy lineáris szabályozási rendszerrel / 3. ábra /, melynek átviteli függvényei az alábbiak: [2]

$$H_{ij}(s) = \frac{(c_{i1}b_{1j} + c_{i2}(1-b_{1j}))s + c_{i1}(b_{1j}a_{02} + a_{12}) + c_{i2}((1-b_{1j})a_{01} + a_{21})}{s^2 + (a_{01} + a_{02} + a_{12} + a_{21})s + a_{01}a_{02} + a_{01}a_{12} + a_{02}a_{21}} \quad (1 \leq i, j \leq 2)$$

Itt a $H_{ij}(s)$ átviteli függvényt úgy nyertük, hogy az [1] differenciál-egyenletrendszer mindkét oldalát Laplace-transzformáltuk, és kifejeztük belőle az x_1 és x_2 , ill. y_1 és y_2 Laplace-transzformáltját I_1 és I_2 Laplace-transzformáltja függvényében. A feladat ilyen módon történő átfogalmazása azt jelenti, hogy a 3. ábrán felrajzolt

$$\begin{bmatrix} \mathcal{L}[y_1](s) \\ \mathcal{L}[y_2](s) \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} H_{11}(s) & H_{12}(s) \\ H_{21}(s) & H_{22}(s) \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} \mathcal{L}[I_1](s) \\ \mathcal{L}[I_2](s) \end{bmatrix} \quad [3]$$

szabályozási rendszert, és a vele ekvivalens rekeszrendszert a $H_{ij}(s)$ függvények egyértelműen meghatározzák.

Igy Bellman és Aström nyomán a következőképpen fogalmazhatjuk meg a strukturális identifikálhatóság fogalmát.

Tegyük fel, hogy ismert inputhoz pontosan ismerjük az outputot is, azaz meg tudjuk határozni a $H_{ij}(s)$ függvényeket, melyek alakja:

$$H_{ij}(s) = \frac{\alpha_{ij}s + \beta_{ij}}{s^2 + \gamma_1 s + \gamma_0} \quad (1 \leq i, j \leq 2) \quad [4]$$

A rekeszrendszer együtthatóira az eddigiek alapján teljesülni kell a következő egyenleteknek: $(1 \leq i, j \leq 2)$

$$c_{i1}b_{ij} + c_{i2}(1-b_{ij}) = \alpha_{ij}$$

$$c_{i1}(b_{ij}a_{02} + a_{12}) + c_{i2}((1-b_{ij})a_{01} + a_{21}) = \beta_{ij} \quad [5]$$

$$a_{01} + a_{02} + a_{12} + a_{21} = \gamma_1$$

$$a_{01}a_{02} + a_{01}a_{12} + a_{02}a_{21} = \gamma_0$$

Definíció: Ha az [5] egyenleteknek tetszőlegesen ismert α_{ij} , β_{ij} , γ_1 , γ_0 esetén csak véges sok megoldása van, akkor a rendszert strukturálisan identifikálhatónak nevezzük.

Tekintsünk két egyszerű példát. A 4.a. ábrán látható rekeszrendszer ismeretlen c , a_{21} paramétereire általános esetben két, független egyenletből álló egyenletrendszert kapunk, mely egyértelműen megoldható, ezért a rendszer identifikálható. Ezzel szemben a 4.b ábrán felrajzolt rekeszrendszer strukturálisan nem identifikálható, mivel a két egyenletből álló egyenletrendszere három ismeretlent tartalmaz, s így végtelen sok megoldása van.

Az identifikálhatóság kérdésének tanulmányozására több számítógépes program készült / pl.(2) /, amelyekben a szerzők valamilyen numerikus eljárás felhasználásával állapítják meg, hogy a rendszer identifikálható-e.

A mi elképzelésünk az volt, hogy egy, az általános alakban felírt polinomokkal formálisan számoló program kialakításában és használatában szerezzünk tapasztalatot. A nemlineáris algebrai egyenletrendszerek elméletéből ismert, hogy egy algebrai egyenletrendszernek biztosan nincs végtelen sok különböző megoldása, ha a rendszerhez tartozó Jacobi mátrix rangja nem kisebb, mint az ismeretlenek száma. Így az identifikálhatóság kérdését visszavezettük az [5] bal oldalán álló polinomrendszerhez tartozó Jacobi mátrix rangjának kiszámítására.

Az általunk kifejlesztett program a polinomokkal történő formális számolás útján, Gauss-elimináció segítségével határozza meg a Jacobi mátrix rangját. A program R-10 számítógépre készült CDL nyelven. Jelenleg tetszőleges számú osztott inputtal rendelkező kétrekeszes modellek strukturális identifikálhatóságának eldöntésére nyújt lehetőséget úgy, hogy a rendszerben található bizonyos paramétereknek előre rögzített számértéke is lehet.

Tapasztalataink szerint a program általánosítását több rekesz esetére nehezíti, hogy a memóriaterület korlátozott. Ugyanis a Gauss-eliminációt formálisan végezve több változó esetén a polinomokban szereplő tagok száma rohamosan nő. Így a jelenlegi program nagyobb rekeszszámok esetén csak egyszerűbb konfigurációk / pl. körök / vizsgálatánál alkalmazható.

Programunkat lefuttattuk azokra a kétrekeszes, maximum két inputot és két mérést tartalmazó modellekre, melyekre az alábbi kikötések teljesülnek:

$$b_{11} = 1, \quad b_{12} = 0, \quad c_{12} = 0, \quad c_{21} = 0. \quad [6]$$

A [6] - ban nem szereplő paraméterek értéke egymástól függetlenül vagy 0, vagy ismeretlen.

Az így kapott, szimmetriától eltekintve 80 különböző mérési elrendezés közül 31 identifikálható. Az utóbbiakat megpróbáltuk valamilyen könnyen áttekinthető módon csoportosítani. Ehhez felhasználtuk a rendelkezésünkre álló AQVAL nevű programot (5), amely alakfelismerési feladatok matematikai logikai úton való megoldására készült. Az identifikálható mérési elrendezések az 5. ábrán látható 7 csoport valamelyikébe sorolhatók.

Az 5. ábrán folytonos vonal jelöli azokat a paramétereket, amelyek értéke ismeretlen, a / 2.ábrához képest/ hiányzó nyílaknak megfelelő paraméterek értéke 0, a szaggatott vonallal jelzett paraméterek értéke pedig közömbös.

Az 5. ábrán az a) - g) esetek mindegyike egy logikai szabállyal jellemezhető. Pl. az f) típus azt jelenti, hogy ha $b_{11} = 1$, $b_{12} = 0$, $c_{21} = 0$, valamint c_{22} és a_{21} értéke ismeretlen / nem 0 /, akkor a rendszer identifikálható.

Irodalom

- 1 Bellman, R., Aström, K. J.: On structural identifiability.
Math. Biosci. 7 : 329-339 /1970/
- 2 Cobelli, C., Polo, A., Romanin-Jacur, G., : A computer
program for the analysis of controllability,
observability and structural identifiability of
biological compartmental systems.
Computer Programs in Biomedicine 7 : 21-36 /1977/
- 3 Cobelli, C., Romanin-Jacur, G. : On the structural
identifiability of biological compartmental
systems in a general input-output configuration.
Math. Biosci. 30: 139-151 /1976/
- 4 Jacquez, J.A. : Compartmental Analysis in Biology and
Medicine.
Elsevier, Amsterdam, 1972.
- 5 Michalski, R. S.: AQVAL/1 - Computer implementation of a
variable-valued logic system and the application
to pattern recognition.
Proc.1st Internat. Join Conf. on Pattern
Recognition, Washington, D. C., Oct. 30-Nov.1,1973.
- 6 Vajda Sándor, Deutsch Tibor : Farmakokinetikai modellek
identifikálhatóságának egy szükséges feltétele.
Számítástechnikai és kibernetikai módszerek al-
kalmazása az orvostudományban és a biológiában.
7. Kollokvium, Szeged, 1976, 63-74.

